

VŠB – Technická univerzita Ostrava
Fakulta elektrotechniky a informatiky

DIPLOMOVÁ PRÁCE

2018

Ondřej Strakoš

VŠB – Technická univerzita Ostrava
Fakulta elektrotechniky a informatiky
Katedra kybernetiky
a biomedicínského inženýrství

Implementace embedded SW v zařízení
pro měření a zpracování EMG
Implementation of embedded SW in EMG
Measuring and Processing Device

2018

Ondřej Strakoš

Zadání diplomové práce

Student:

Bc. Ondřej Strakoš

Studijní program:

N2649 Elektrotechnika

Studijní obor:

3901T009 Biomedicínské inženýrství

Téma:

Implementace embedded SW v zařízení pro měření a zpracování EMG
Implementation of embedded SW in EMG Measuring and Processing
Device

Jazyk vypracování:

čeština

Zásady pro vypracování:

1. Popis EMG signálu: geneze a metodika měření.
2. Technologie měření EMG a technické prostředky (frontend ADS129x).
3. Technika monitorovacích zařízení (MCU, paměti, komunikace, napájení atd.).
4. Návrh metodiky a měřicího cyklu na prototypu zařízení - SW implementační model.
5. Implementace měřicího cyklu v jazyce C na platformě Kinetis K20 se záznamem na SD kartu.
6. Filtrace, zpracování a zobrazení naměřených dat v PC.
7. Zhodnocení výsledků práce a závěr.

Seznam doporučené odborné literatury:

- [1] KERNIGHAN, Brian W. a Dennis M. RITCHIE. *The C programming language*. 2nd ed. Englewood Cliffs, N.J.: Prentice Hall, c1988. ISBN 0131103628.
- [2] OSHANA, Robert a Mark KRAELING. *Software engineering for embedded systems: methods, practical techniques, and applications*. 1st ed. Boston: Elsevier/Newnes, 2013
- [3] MAZIDI Muhammad Ali. *Freescal ARM Cortex-M Embedded Programming* (ARM books Book 3) 2016

Formální náležitosti a rozsah diplomové práce stanoví pokyny pro vypracování zveřejněné na webových stránkách fakulty.

Vedoucí diplomové práce: **doc. Ing. Michal Prauzek, Ph.D.**

Konzultant diplomové práce: Ing. Vladimír Kašík, Ph.D.

Ing. Martin Stankuš, Ph.D.

Datum zadání: 01.09.2016

Datum odevzdání: 30.04.2018



doc. Ing. Jiří Koziorek, Ph.D.
vedoucí katedry



prof. Ing. Pavel Brandštetter, CSc.
děkan fakulty

Prohlášení studenta

Prohlašuji, že jsem tuto diplomovou práci vypracoval samostatně. Uvedl jsem všechny literární prameny a publikace, ze kterých jsem čerpal.

V Ostravě dne 30.4.2018



Bc. Ondřej Strakoš

Poděkování

Rád bych poděkoval panu doc. Ing. Michalu Prauzkovi, Ph.D. za odborné vedení, rady a připomínky ke zpracování diplomové práce a také za jeho vstřícný přístup, ochotu a trpělivost. Dále bych chtěl poděkovat panu Ing. Martinu Stankušovi, Ph.D., velmi si vážím jeho pomoci a cenných rad, které mi při vypracování této práce poskytl. V neposlední řadě děkuji své rodině a přátelům za jejich podporu.

Abstrakt

Náplní této diplomové práce je vývoj softwarového řešení pro měření a záznam povrchového elektromyografického signálu a jeho implementace do embedded systému prototypu monitorovacího zařízení lokální svalové zátěže, sloužícího pro účely ergonomického vyšetření. Úvod práce se věnoval rozboru technologie pro záznam elektrických potenciálů činnosti svalů a specifikaci integrovaného obvodu ADS129x, který je pro měření využit. Dále bylo navrženo a realizováno programové řešení, které v rámci prototypu zařízení zajišťuje snímání EMG signálu z povrchu těla a následný přenos a uložení dat na paměťovou kartu. Fungování programu bylo ověřeno sadou experimentálních měření a jimi získaná data byla po přenesení do PC filtrována, zpracována a zobrazena pro vyhodnocení. Výsledné řešení představuje funkci referenčního měření povrchového EMG signálu, rozšiřující možnosti reálného autonomního monitorovacího zařízení, které má potenciál praktického využití v ergonomických výzkumech i průmyslu pro zkvalitnění prevence zdravotních komplikací, vznikajících v podmínkách se zvýšeným uplatněním manuální činnosti v pracovním procesu.

Klíčová slova

EMG, povrchová elektromyografie, embedded system, data logger, ergonomie, A/D převodník, ADS129x, SPI rozhraní, zpracování EMG, filtrace EMG.

Abstract

The aim of this thesis is to develop software for measurement and recording of a surface electromyographic signal and its implementation into the embedded system of a monitoring device prototype for measuring local muscular load for the purpose of ergonomic examinations. The introduction of this work was focused on the analysis of the technology for recording the electrical potential of muscle activity and the specification of the integrated circuit, ADS129x, which is used for the measurements. In the next step, a software solution was designed and implemented which, within the prototype of the device, assures EMG signal acquisition from the body surface and subsequent transfer and storage of the data to a memory card. The operation of the program was verified by a set of experimental measurements, and the data obtained were then transferred to a PC for successive filtration, processing and representation for evaluation purposes. The final solution represents a function of the reference measurement of the surface EMG signal, extending the possibilities of a real autonomous monitoring device that has the potential to be used in ergonomic research, as well as in the industry for the prevention of health complications arising from conditions where there exists an increased application of manual activity in the work process.

Key words

EMG, surface electromyography, embedded system, data logger, ergonomics, A/D converter, ADS129x, SPI interface, EMG processing, EMG filtering.

Obsah

| | |
|---|----|
| Seznam použitých symbolů a zkratk | 7 |
| Seznam ilustrací | 8 |
| Seznam tabulek | 9 |
| Úvod..... | 10 |
| 1 Elektromyografie..... | 11 |
| 1.1 Vznik elektromyografického signálu | 11 |
| 1.1.1 Nábor motorických jednotek | 12 |
| 1.2 Snímání elektromyografického signálu..... | 13 |
| 1.2.1 Historie a vývoj elektromyografie..... | 13 |
| 1.2.2 Invazivní snímání | 15 |
| 1.2.3 Neinvazivní snímání..... | 15 |
| 1.3 Druhy EMG signálů | 18 |
| 1.3.1 Sumační akční potenciál svalu | 18 |
| 1.3.2 Akční potenciál motorické jednotky | 19 |
| 1.3.3 Elektromyogram svalového vlákna | 20 |
| 2 Technologie měření EMG..... | 22 |
| 2.1 Elektromyograf..... | 22 |
| 2.2 Integrovaný obvod ADS1292..... | 23 |
| 2.2.1 Úvod..... | 23 |
| 2.2.2 Specifikace funkčních bloků | 24 |
| 2.2.3 Formát dat a způsob komunikace | 28 |
| 2.3 Systém monitorovacího zařízení | 31 |
| 2.3.1 Mikrokontroler | 31 |
| 2.3.2 Interní komunikace..... | 32 |
| 2.3.3 Datové úložiště..... | 32 |
| 3 Návrh měřicího cyklu na prototypu zařízení..... | 34 |
| 3.1 Měřicí zařízení DataLogger | 34 |
| 3.1.1 MCU jednotka NXP Kinetis MK20FX512VLQ12..... | 35 |
| 3.1.2 Periferie pro měření EMG signálu obvodem ADS1292..... | 35 |
| 3.2 Komunikace MCU a ADS1292..... | 38 |
| 3.2.1 Zapnutí a inicializace obvodu..... | 38 |

| | | |
|-------|--|----|
| 3.2.2 | Průběh měřicího cyklu | 41 |
| 4 | Implementace řešení v jazyce C..... | 44 |
| 4.1 | Konfigurace zařízení v Processor Expert | 44 |
| 4.2 | Operační systém MQX Lite | 45 |
| 4.3 | Úloha task_ads | 46 |
| 4.3.1 | Pomocná knihovna funkcí ads_fw | 46 |
| 4.3.2 | Struktura úlohy a popis její činnosti..... | 47 |
| 5 | Zpracování naměřených dat | 50 |
| 5.1 | Provedení testovacího čtyřkanálového měření..... | 50 |
| 5.2 | Konfigurace pro měření EMG jedním svodem | 51 |
| 5.3 | Metodika provedení experimentálních měření EMG | 52 |
| 5.4 | Zpracování dat v prostředí MATLAB..... | 53 |
| 5.4.1 | Odstranění odlehlých pozorování..... | 54 |
| 5.4.2 | Filtrace signálu | 55 |
| 5.4.3 | Vyhlazení amplitudy záznamu | 56 |
| 6 | Zobrazení a zhodnocení výsledků měření..... | 58 |
| | Závěr | 60 |
| | Použitá literatura | 62 |
| | Seznam příloh..... | 65 |

Seznam použitých symbolů a zkratek

| | |
|-----------------|---|
| A/D..... | Analogově-digitální |
| Ag/AgCl..... | Stříbro-chloridová elektroda |
| CMAP | Sumační akční potenciál svalu |
| CPU | Centrální jednotka procesoru |
| CS..... | Signál výběru zařízení (Chip Select) |
| CSV | Formát datového souboru (Comma-separated values) |
| DIN..... | Sériová vstupní data (Data In) |
| DOUT..... | Sériová výstupní data (Data Out) |
| DPS | Deska plošných spojů |
| EMG..... | Elektromyografie |
| EMI | Elektromagnetické interference |
| FIFO | Pořadí fronty, první vstupní prvek je prvním výstupním na řadě (First In First Out) |
| GPIO | Vstupně/výstupní obvod pro obecné využití (General Purpose In/Out) |
| MCD..... | Neuromuskulární jiter |
| MCU..... | Mikrokontroler |
| MISO..... | Datový vstup řídicího obvodu (Master In Slave Out) |
| MOSI..... | Datový výstup řídicího obvodu (Master Out Slave In) |
| MUAP | Akční potenciál motorické jednotky |
| MVC..... | Maximální volní kontrakce |
| PGA..... | Programovatelný zesilovač (Programmable Gain Amplifier) |
| RLD..... | Napájení pravou nohou (Right Leg Drive) |
| RMS | Efektivní hodnota/kvadratický průměr (Root Mean Square) |
| RTOS..... | Operační systém v reálném čase (Real Time Operating System) |
| SCLK..... | Hodinový signál pro sériovou komunikaci (Serial Clock) |
| SFEMG | EMG samostatného svalového vlákna |
| SPI..... | Sériové periferní rozhraní (Serial Peripheral Interface) |
| TQFP | Typ pouzdra součástky (Thin Quad Flat Pack) |
| USB | Univerzální sériová sběrnice (Universal Serial Bus) |
| f_{CLK} | Frekvence hodinového signálu [Hz] |
| f_{MOD} | Modulační frekvence [Hz] |
| U_{CM} | Souhlasné napětí [V] |
| U_{INP} | Napětí na vstupu P diferenčního zesilovače [V] |
| U_{INN} | Napětí na vstupu N diferenčního zesilovače [V] |
| U_{REF} | Referenční napětí [V] |

Seznam ilustrací

| | |
|---|----|
| Obrázek 1: Schéma motorické jednotky. 1) sval; 2) tělo motoneuronu v předním rohu míchy; 3) páteřní mícha; 4) míšní nerv; 5) první motorická jednotka; 6) druhá motorická jednotka; 7) axon periferního nervu; 8) svalová vlákna. [4] | 11 |
| Obrázek 2: Demonstrace toku proudu při volní tetanické kontrakci svalů podle du Bois-Reymonda. Galvanometr pro detekci signálu je kvůli zamezení rušení umístěn na oddělené polici. [9] | 14 |
| Obrázek 3: Povrchový elektromyogram s nepravidelným průběhem (nahore) a jeho spektrální výkonová hustota signálu. Hlavní složka se nachází v oblasti od cca. 50 do 150 Hz. [3] | 16 |
| Obrázek 4: Akční potenciály jednotlivých svalových vláken, jejich sumace do akčního potenciálu motorické jednotky a složený signál více motorických jednotek při povrchovém snímání. [19] | 19 |
| Obrázek 5: Diagram SFEMG elektrody, zavedené ve svalových vláknech. Světlé body jsou inervovány jednou motorickou jednotkou. Pozice místa snímání je zvolena tak, aby zaznamenala potenciál maximální amplitudy jednoho svalového vlákna. [20]..... | 21 |
| Obrázek 6: Funkční blokový diagram integrovaného obvodu Texas Instruments ADS1292R. [21].. | 24 |
| Obrázek 7: Realizace zapojení programovatelného zesilovače. [21] | 25 |
| Obrázek 8: Schéma zapojení vstupně-výstupních částí RLD zesilovače a realizace výběru analogových vstupů pro výpočet zpětné vazby. [21] | 27 |
| Obrázek 9: Schéma kontinuální komunikace přes rozhraní SPI. [21]..... | 30 |
| Obrázek 10: Měření lokální svalové zátěže pomocí zařízení DataLogger. [35] | 34 |
| Obrázek 11: Vstupy a výstupy mikrokontroleru K20 pro řízení a komunikaci s obvodu ADS1292 (Vymuto z původního schématu zařízení DataLogger). | 36 |
| Obrázek 12: Výstřižek schématu, znázorňující zapojení integrovaného obvodu ADS1292 a jeho analogových vstupních částí. Schéma bylo vytvořeno v rámci projektu DataLogger, celá část obvodu pro měření EMG s čipy ADS1292 je uvedeno v příloze B. | 37 |
| Obrázek 13: Fáze činnosti obvodu ADS1292 pro měření záznamu EMG..... | 38 |
| Obrázek 14: Diagram úkonů pro zapnutí a inicializaci měření obvodů ADS1292. | 40 |
| Obrázek 15: Záznam sekvence zápisu do konfiguračních registrů zařízení na digitálním osciloskopu. D0 – DOUT, D1 – DIN, D2 – SCLK, D3 - $\overline{\text{CS}}$. Signály DIN a DOUT jsou při neaktivitě ve stavu log. 1, se sestupem signálu Chip Select se přepínají do nulové polohy. | 41 |
| Obrázek 16: Diagram průběhu měřicího cyklu. | 43 |

| | |
|--|----|
| Obrázek 17: Záznam přenosu dat po SPI sběrnici na sestavě ADS1298ECG-FE. První série jsou stavová data, druhá je datový vzorek. Ostatních 7 kanálů je ve stavu vypnuto (přenos nulových dat). Signál D4 a D5 ($\overline{\text{DRDY}}$ a START) se kvůli špatné dostupnosti vývodů pouzdra čipu nepodařilo dostatečně kvalitně zaznamenat. | 45 |
| Obrázek 18: Diagram struktury a činnosti úlohy task_ads..... | 49 |
| Obrázek 19: Záznam průběhu komunikace mezi synchronizovanými obvody ADS1292 a jednotkou MCU při 4kanálové konfiguraci měření. D0 – DOUT, D1 – DIN, D2 – SCLK, D3 – $\overline{\text{CS1}}$, D4 – $\overline{\text{CS2}}$, D5 – $\overline{\text{DRDY1}}$, D6 – $\overline{\text{DRDY2}}$ | 50 |
| Obrázek 20: Testovací obdélníkový signál o frekvenci 1 Hz, zaznamenaný současně čtyřmi měřicími kanály zařízení. | 51 |
| Obrázek 21: Experimentální měření s prototypem zařízení..... | 52 |
| Obrázek 22: Fáze zpracování signálu, provedené v softwaru MATLAB. | 54 |
| Obrázek 23: Prvotní záznam signálu EMG s výskytem odlehlých bodů. | 54 |
| Obrázek 24: Modulová a fázová frekvenční charakteristika přenosu realizovaného filtru Chebyshev II. typu (frekvenční osa byla pro detailnější zobrazení okolí zlomu zkrácena o polovinu). | 56 |
| Obrázek 25: Srovnání metod vyhlazení amplitudy záznamu. | 57 |
| Obrázek 26: Prvotní záznam po odstranění odlehlých dat. | 58 |
| Obrázek 27: Filtrovaný signál EMG. | 59 |
| Obrázek 28: Vyhlazení amplitudy rektifikovaného záznamu EMG metodou výpočtu RMS. | 59 |

Seznam tabulek

| | |
|---|----|
| Tabulka 1: Ideální výstupní hodnoty vzhledem k rozsahu vstupního signálu. [21]..... | 28 |
| Tabulka 2: Přehled řídicích příkazů obvodu ADS1292. U příkazů RREG a WREG následuje za dvěma řídicími byty příslušný počet čtených, resp. zapisovaných dat. [21]..... | 39 |

Úvod

Snímání a analýza bioelektrických potenciálů, vznikajících aktivitou kosterního svalstva, je jednou z nejběžnějších diagnostických metod nervosvalového systému. Elektromyogram v sobě může nést informace o stavu inervace svalu, přenosu vzruchu ze stimulačního nervu na svalová vlákna a jeho dalším šíření po nich, míře zapojení jednotlivých svalových svazků do určitého pohybu a o řadě dalších jevů, které jsou pro činnost neuromuskulárního systému směrodatné. Druh získaného záznamu se odvíjí od aplikovaného způsobu snímání. Invazivní vyšetření je možné provádět pomocí intramuskulárních jehlových elektrod, které lze navést do bezprostřední blízkosti šetřeného místa a získat tak signály až na úrovni jednoho samostatného vlákna. Neinvazivní přístup pomocí elektrody, umístěné na povrchu kůže nad vyšetřovaným sva-lem, pak poskytuje komplexní informaci o svalu jako celku. Právě povrchová elektromyografie, na kterou se téma práce zaměřuje, je efektivní, nenáročná a poměrně snadno realizovatelná metoda vyšetření, díky čemuž nachází široké uplatnění i za hranicemi zdravotní péče ve formě nemocničních a lékařských služeb. Své nenahraditelné místo má v dnešní době například v oblasti sportu při provádění funkční diagnostiky, nebo v komerčních průmyslových sférách, zabývajících se tématy kineziologie a ergonomických opatření a jim sloužícím prostředkům.

Příkladem uplatnění měření svalové aktivity v oblasti ergonomických aplikací je i patentované zařízení s názvem DataLogger, vyvinuté Univerzitou Tomáše Bati ve Zlíně ve spolupráci s dalšími subjekty, včetně Fakulty elektrotechniky a informatiky Vysoké školy báňské. Realizovaný projekt, jehož je tento přístroj výsledkem, byl zaměřen na monitorování lokální svalové činnosti rukou, vyvíjené při častém nebo intenzivním opakování manuálních pohybů. Překročením stanovené míry této zátěže může docházet ke vzniku pracovních nemocí, cílem monitorování je proto tyto nadměrné hodnoty zaznamenat a tím pomoci rozeznat zvýšené riziko zdravotních komplikací. Zařízení pro tento účel využívá unikátní rukavice s vestavěnými senzory, díky kterým je dle autorů projektu vyhodnocení daleko přesnější, než obvykle využívaný způsob záznamu EMG z předloktí [35]. S úmyslem při měření zaznamenávat i data povrchové elektromyografie, využitelná například pro následné referenční srovnání metod, byla v průběhu řešení projektu DataLoggeru navržena i periferní část zařízení pro měření EMG pomocí specializovaných integrovaných obvodů ADS129x. Při samotné výrobě zařízení byla pro tento funkční oddíl uzpůsobena i deska plošných spojů, další kroky jeho realizace nicméně nebyly provedeny. Implementace této chybějící části pro měření a zpracování povrchového EMG signálu do funkčního zařízení s reálným potenciálem využití v praxi je proto smyslem a motivací k řešení diplomové práce.

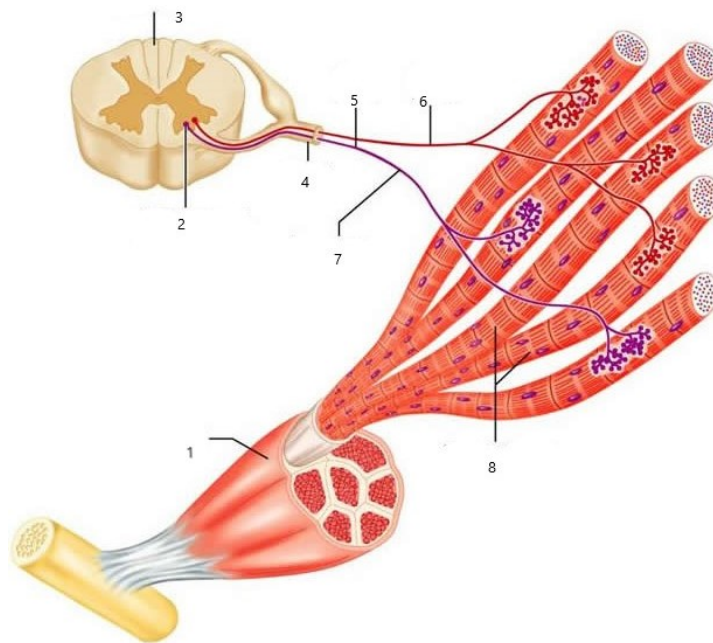
Vypracování tohoto záměru je rozděleno na dvě fáze: V teoretické části budou nejprve popsány princip vzniku EMG signálu a způsoby, kterými je možné jej zaznamenat. Poté budou obecně rozebrány obvykle využívané technologie a prostředky pro jeho snímání a dále specifikovány vlastnosti a funkce v zadání navrženého obvodu ADS129x. Praktická část práce bude sestávat v prvním kroku z doplnění chybějících hardwarových prvků zařízení, aby poskytovalo možnost snímání EMG signálu. V dalším postupu bude vytvořen softwarový model cyklu inicializace měřících obvodů, měření a záznamu dat na paměťovou kartu, podle něhož bude následně do prototypu zařízení implementováno programové řešení v jazyce C. Činnost zařízení bude ověřena experimentální akvizicí reálných EMG dat, která budou poté v PC zpracována do podoby, obvykle u tohoto druhu signálu využívané. Zobrazení záznamů zkušebních měření nakonec poslouží pro závěrečné vyhodnocení výsledků této práce.

1 Elektromyografie

Pojem elektromyografie (EMG) označuje skupinu vyšetřovacích metod, založených na snímání a hodnocení bioelektrických potenciálů, vznikajících aktivací a činnostmi kosterního svalstva. Vyhodnocením pořízeného záznamu – elektromyogramu – je možné získat důležité informace pro diagnostiku poruch pohybové soustavy a nervosvalových onemocnění. Elektromyografická vyšetření jsou často prováděna zároveň se stimulací periferního nervového systému s cílem ověřit jeho správnou funkčnost a součinnost se svalovým systémem. V moderní medicíně mají data pořízená pomocí metod elektromyografie velmi široké využití, a to nejen v diagnostickém směru medicíny, ale také terapeutickém. Motorická nervová zakončení, eferentní část periferního nervového systému, a jimi produkované elektrické signály jsou kupříkladu využívány pro řízení protetických končetin. Bohatě využíváno je snímání EMG v oboru fyziologie pohybových aktivit, analýzy chůze, fyzioterapie nebo rehabilitace. [1] Díky tomu elektromyografie svým potenciálem daleko překračuje hranice medicíny a je nezbytnou součástí například v oblasti sportu nebo průmyslu, zabývajících se vývojem a výrobou ergonomických prostředků.

1.1 Vznik elektromyografického signálu

Za jakýmkoliv pohybem lidského těla stojí celá řada procesů a jevů, začínající v mozku samotným podnětem pro daný pohyb, ať už založeným na smysly zachyceném vjemu nebo na našem záměru, a končící výsledným pohybem se specifickou přesností, silou a motorikou.



Obrázek 1: Schéma motorické jednotky. 1) sval; 2) tělo motoneuronu v předním rohu míchy; 3) páteřní mícha; 4) míšní nerv; 5) první motorická jednotka; 6) druhá motorická jednotka; 7) axon periferního nervu; 8) svalová vlákna. [4]

Informace, vedoucí k finálnímu pohybu nebo reakci, se z motorické kůry mozkové šíří tzv. pyramidovou nervovou drahou překročením prahové úrovně akčního potenciálu. V předních rozích páteřní míchy je akční potenciál předáván motoneuronům, které jsou součástí tzv. motorických jednotek (Obrázek 1), základní funkční jednotky motorického systému. Jedna motorická jednotka zahrnuje soubor svalových vláken, která jsou inervována jedním motoneuronem. Počet svalových vláken v motorické jednotce se velmi liší v závislosti na velikosti a přesnosti pohybu svalu, může se jednat o soubor desítky až tisíců vláken. Zároveň platí, že jeden sval může být řízen stovkou až tisíci motoneuronů. Axon motoneuronu zajišťuje spojení mezi jeho somatickou částí a svalovými vlákny. Vystupuje míšním nervem a přechází do periferního nervstva, kde se po vstupu do svalu větví a každé takto vzniklé rameno je pak zakončeno neurosvalovou ploténkou, zajišťující jeho vodivé spojení s inervovaným svazkem svalových vláken. Přicházející akční potenciál se zde přenáší pomocí neurotransmiteru (Acetylcholinu) na sarkolemu svalového vlákna. Vzniká tzv. ploténkový potenciál, šířící se postupnou depolarizací membrány svalového vlákna oběma směry. Tato vzruchová vlna je ve skutečnosti elektrické pole, vytvářející elektromyografický signál. Po určité latentní době od aktivace, která může být u každého svalového vlákna odlišná, následuje vlna kontrakční a dochází ke stahu svalového vlákna.

1.1.1 Nábor motorických jednotek

Jak bylo uvedeno výše, na inervaci jednoho svalu jakékoliv velikosti se podílí velké množství motorických jednotek. Nejedná se však o jednotky stejného typu. Sval je totiž svou stavbou velice heterogenní a svalová vlákna se liší řadou fyziologických, anatomických, ale i dalších vlastností. Podle těchto kritérií je možné svalová vlákna rozlišit na čtyři typy:

- Typ I. — Vlákna jsou relativně tenká, díky většímu množství myoglobinu sytě červeně zbarvená a typicky bohatě prokrvená. Jejich aktivace a kontrakce je nejpomalejší, dokáží ovšem i při zatížení vytrvat dlouhou dobu a velmi málo se unaví. Proto se často označují jako tonická vlákna, určená pro pomalé a polohové pohyby.
- Typ II.a — Jedná se o silnější vlákna s větším obsahem myofibril, určena pro rychlé a silné kontrakce. Jsou však méně metabolicky hospodárná a vydrží proto v kontrakci kratší dobu. Jsou také označována jako fázická vlákna.
- Typ II.b — Vlákna tohoto typu jsou nejobemnější, obsahují ale malé množství kapilár, myoglobinu a oxidativních enzymů, kvůli čemuž jsou velmi málo odolná proti únavě. Jsou proto určena pro rychlé kontrakce maximální silou po co nejkratší dobu.
- Typ III. — Mohou být nazývány jako nediferencovaná vlákna, bez konkrétní vyvinuté funkce.

[5]

Svaly lidského těla obsahují každé z těchto typů vláken, rozdílné je však jejich množstevní zastoupení, které ve výsledku charakterizuje svalovou výkonnost, rychlost nebo energetickou hospodárnost.

Akční potenciál, šířící se motorickými nervovými drahami, nicméně neaktivuje motorické jednotky ve stejném okamžiku. Ke kontrakci vláken každého svalu tak dochází bez významnější synchronizace (tu v největší míře vykazují pouze nejmenší svalové celky, kde jedna motorická jednotka obsahuje významnou část celého těla svalu). Aktivace neboli nábor motorických jednotek je přesto řízena v závislosti na požadované intenzitě a rychlosti kontrakce. Podle tzv. Hennmanova principu velikosti [6] jsou

při konstantním zvyšování svalové zátěže nejprve aktivovány nejmenší soubory svalových vláken typu I. nebo II.a, která jsou energeticky nejhospodárnější. Při dalším zvyšování zátěže se silnější kontrakce dosáhne zvýšením frekvence vzruchů, vyslaných do dané motorické jednotky. Tato frekvence se pohybuje v závislosti na typu svalu v rozmezí 5 až například 60 akčních potenciálů za minutu. Až po dosažení maximální možné frekvence vzruchů, vzhledem k typu aktivovaných motorických jednotek, dochází k postupnému náboru jednotek dalších. Tento proces se stále opakuje do momentu, kdy jsou do kontrakce svalu zapojeny téměř všechny motorické jednotky. Další zvyšování síly kontrakce je možné už pouze zvyšováním frekvence akčních potenciálů až do dosažení tzv. maximální volní kontrakce (MVC). U některých malých svalů je pro dosažení 50 % MVC nutné zapojit všechny motorické jednotky a pro další zvyšování svalového tonusu je potřeba dosáhnout frekvence vzruchů až 60 Hz. Velmi objemné svaly naopak při zapojení všech jednotek dosahují až 90 % MVC a frekvence pro vytrvání v této zátěži může být poměrně nižší. Postupné zvyšování počtu aktivovaných jednotek se také nazývá „prostorové odstupňování“ síly svalu, zvyšující se frekvence budících akčních potenciálů je pak známo pod pojmem „časové odstupňování“. [2]

1.2 Snímání elektromyografického signálu

Aby bylo možné v popsaném řetězci akcí a jejich následných projevech nalézt problém a přesně diagnostikovat jeho původ, je nejprve nutné pořídit přesný a dostatečně vypovídající záznam o svalové aktivitě. Pro dnešní potřeby medicíny i dalších oborů uplatňujících elektromyografii je možné využívat dva přístupy akvizice dat: Invazivní a neinvazivní snímání. Volba jedné či druhé metody se odvíjí od charakteristiky konkrétního problému, každý z přístupů je schopen poskytnout unikátní přínos pro analýzu funkčnosti svalové aktivace. Před tím, než budou tyto způsoby detailněji popsány, je ovšem vhodné se podívat na vznik a vývoj pořizování elektromyografického záznamu.

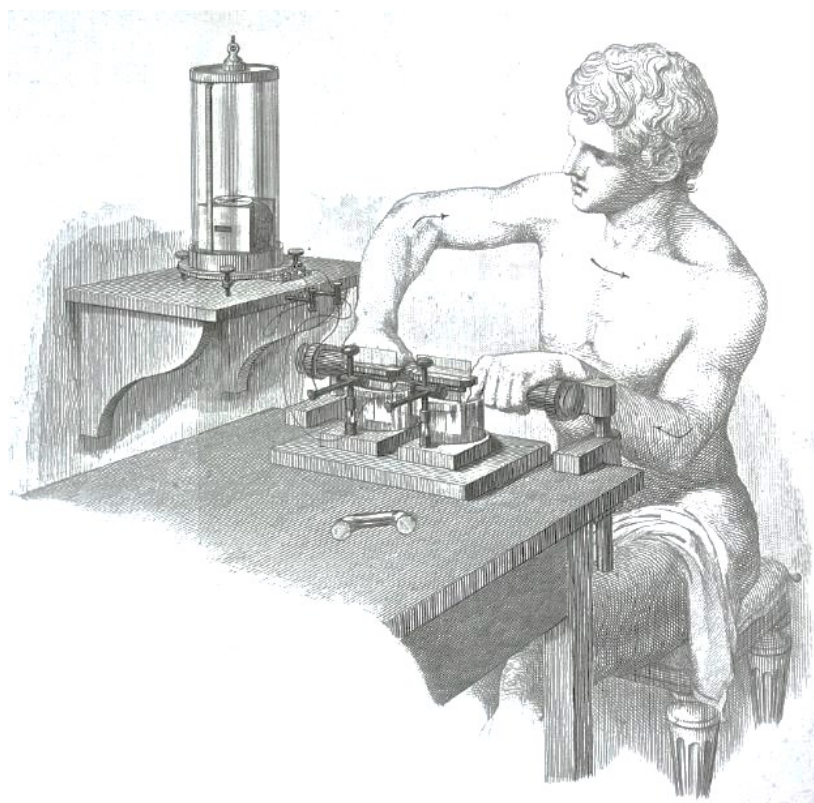
1.2.1 Historie a vývoj elektromyografie

Touha po poznání fungování lidského těla je jednou z dominant doby renesanční. Přední představitelé pokroku, který tehdy poznání o fungování lidského organismu a jeho léčbě zaznamenalo, se vedle anatomicky a fyziologicky zaměřeného bádání zajímali také o pohyb člověka a co za jeho vznikem a změnami stojí. Že může svalová aktivita svou činností vytvářet elektrický proud poprvé prokázal v roce 1666 italský fyzik a přírodovědec, který experimentálně zjistil, že paúhoř elektrický má zvláštní druh svaloviny, schopný generovat elektrický výboj. V roce 1791 italský fyzik Luigi Galvani ve svém díle vyvodil, že svalové kontrakce jsou pravděpodobně iniciovány elektrickým impulsem. Za jeho zdroj považoval sílu z těla pramenící živočišné elektřiny, čímž se záhy dostal do rozporu s dalším italským vědcem, Alessandrem Voltou. Ten na základě svých objevů usuzoval, že svalové kontrakce jsou artefaktem elektrického výboje, vznikajícího kontaktem kovu a organické tkáně. Oba vědci v následujících letech pokračovali s dokazováním svých tvrzení dalšími experimenty a na nějaký čas rozdělili tehdejší bádající neurofyziologickou společnost. [7][8]

Ačkoliv do té doby skutečně objeveny stály za vznikem samostatné disciplíny neurofyziologie, za klíčového objevitele elektroneurofyziologických dějů je často považován až německý fyzik a fyziolog Emil du Bois-Reymond. Ten, inspirovaný vývojem obou rozdělených větví, ve svém výzkumu a experimentech objasnil elektrickou podstatu přenosu nervových vzruchů, spočívající ve složení tkáně

z elektricky vodivých „molekul“. V roce 1849 na svém sestaveném zařízení (Obrázek 2) fakticky pořídil první povrchový elektromyografický záznam z lidského svalu (předchozí pokusy většinou probíhaly na svalech žab). Objevil při tom také efekt útlumu kůže a tkáně na velikost zaznamenávaného elektrického proudu. [9]

V dalších letech se elektromyografie vyvíjela a zdokonalovala díky novým poznáním v neurofyzilogii a objevům v elektronice, z nichž stojí za zmínku nahrazení galvanického článku pro potřeby elektromyografie katodovou trubicí, což v roce 1944 pomohlo dvojici vědců Josephu Erlangerovi a Herbertu Spencer Gasserovi interpretovat akční potenciál a dosáhnout na Nobelovu cenu. [8] Ve stejném roce byli Inmann a kolektiv schopni analyzovat ze signálu z povrchové elektrody aktivitu různých svalů ramenního kloubu. [7] Anglický elektroinženýr Baines použil pro popis šíření vzruchu neurony analogii s elektřinou v kabelu a sestavil model nervové a svalové soustavy pomocí elektrických obvodů. Z toho důvodu je o něm někdy referováno jako o prvním biomedicinském inženýrovi. Elektrotechnický pokrok také využil v roce 1928 Proebstera a díky svým výzkumům jako první popsal přítomnost spontánních nepravidelných akčních potenciálů jako ukazatel nesprávně inervovaného svalu. [8] [10]



Obrázek 2: Demonstrace toku proudu při volní tetanické kontrakci svalů podle du Bois-Reymonda. Galvanometr pro detekci signálu je kvůli zamezení rušení umístěn na oddělené polici. [9]

V průběhu 20. století byla postupně objasněna řada EMG jevů, které je možné na svalové aktivitě pozorovat. Velký posun v tomto směru znamenalo použití jehlové elektrody, kterou uvedli Edgar Adrian a Detlev Bronk v roce 1929 zprávou v *Journal of Physiology*. Pomocí této elektrody bylo reálně zaznamenat elektrický impuls specifické motorické jednotky a přinést tak unikátní informace o frek-

venci a intenzitě jednotlivých akčních potenciálů. [11] Současné s rychlým rozmachem možností záznamu rostlo od druhé poloviny 20. století i využití diagnostických a terapeutických funkcí elektromyografie, a proto vědci, lékaři a inženýři z tohoto oboru začali vést širokou debatu o potřebě a míře shody na způsobech měření EMG a interpretace pořízených dat. Dosud však tato problematika nebyla dostatečně standardizována, metody snímání se tak liší podle potřeb konkrétního zařízení, kde je elektromyogram pořizován, ať už se jedná o zdravotnická, kineziologická nebo sportovně založená pracoviště. [3][8]

1.2.2 Invazivní snímání

Invazivní, intramuskulární nebo také jehlová elektromyografie měří elektrické potenciály pouhých několika motorických jednotek v nejbližším okolí elektrody, čímž umožňuje přesnou lokalizaci zdroje signálu. Rovněž se jí netýká problém útlumu, vznikající v místě kontaktu s pokožkou, díky čemuž může být signál dostatečně konkrétní, byť s amplitudou v řádu stovek μV , a frekvenčně neomezený až ke hranici přibližně 10 kHz. [3] K použití je na výběr několik typů perkutánních elektrod, z nichž nejpoužívanější jsou jehlové nebo drátkové typy.

Elektrody pro invazivní snímání

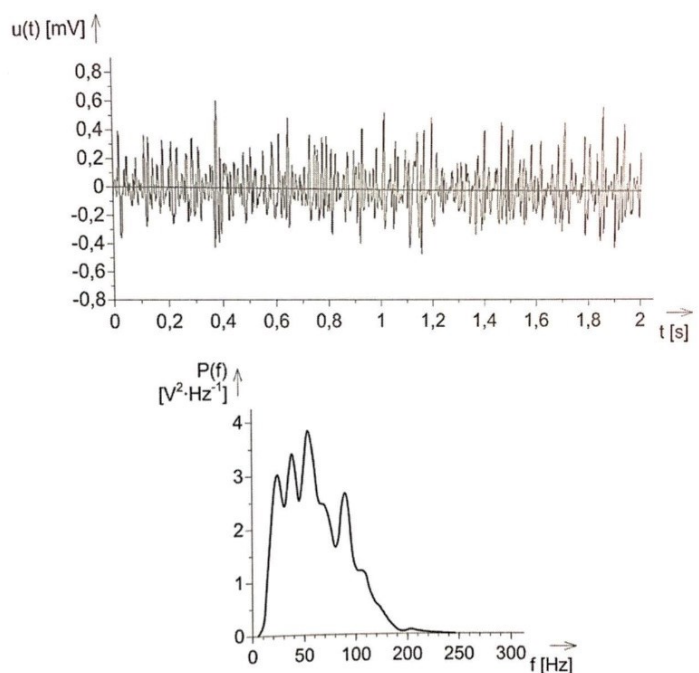
Na jehlové elektrodě může být umístěno jeden či více monopolárních snímačů, zaznamenávajících informace několika svalových vláken nebo motorických jednotek najednou. Při bipolárním snímání je na jehle umístěna jedna elektroda, kovový materiál těla jehly je pak připojen ke stínění kabelu svodu. Třetí elektrodou je tzv. referenční nebo zemní svorka, kterou je nutno připojit v dostatečné vzdálenosti od místa měření. Moderní snímací zařízení často umožňují volbu svodů a způsobu snímání, jehla vybavená několika elektrodami proto může snímat monopolárně i bipolárně se svodem mezi dvěma sousedními měřicími body. Pomocí tohoto typu sondy lze přesně nalézt místo snímání, protože je snadno polohovatelná a ovladatelná. Je proto vhodná například pro lokalizaci signálu samostatného svalového vlákna elektrodou o velikosti pouhých 25 μm . Protože je však sval v neustálé aktivitě a pro vyšetření je navíc často úmyslně stimulován, dochází k jeho pohybu a kontrakcím, které jsou ale při zavedené jehlové elektrodě omezeny, a navíc jsou i velmi nepříjemné. Pohyb svalu vůči fixní jehlové elektrodě také způsobuje v záznamu znehodnocující pohybové artefakty. Je proto vhodná jen pro určité potřeby a dá se s ní měřit pouze kratší časové úseky (maximálně 1 hodinu). [3]

Drátkové elektrody jsou oproti tomu flexibilní, a proto neomezují pohybové možnosti svalstva. Do něj se zavádí pomocí hypodermální vodící jehly svazek až několika drátků, každý o průměru 10-50 μm . Po zavedení na místo jím už ale nelze manipulovat a měnit lokalizaci, aplikace proto musí být přesně do míst, která jsou cílem vyšetřování. Doba záznamu na druhou stranu může dosahovat až několika hodin, aniž by bylo potřeba elektrodu vytahovat. [3] Drátkové typy elektrod jsou nejčastěji monopolárního typu a používají se k diagnostice poruch inervace svalů nebo nervosvalového přenosu. [12]

1.2.3 Neinvazivní snímání

V případě povrchové elektromyografie se jedná o rychlou a snadno použitelnou metodu, velmi málo omezující pacienta. V důsledku dosti asynchronní činnosti motorických jednotek v dosahu snímací elektrody je možné i na povrchu těla získat elektromyogram obsahující poměrně vysoké frekvence,

výsledná křivka je však kvůli interferenčnímu charakteru signálu docela složitá a nepravidelná. Nemůže tak v žádném směru vypovídat o aktivitě jednotlivých motorických jednotek nebo dokonce svalových vláken (Obrázek 3). Obdržený signál může dosahovat amplitudy přibližně 10 mV. Útlum, vznikající v často nezanedbatelné vrstvě tkáně od pokožky k samotnému svalu a také vodivě nedokonalým kontaktem elektrody s pokožkou, omezuje frekvenční využití neinvazivně naměřeného signálu na zhruba 500 Hz. Kmitočty vyšší, než je tento, už pak reálně nelze odlišit od šumu. [3]



Obrázek 3: Povrchový elektromyogram s nepravidelným průběhem (nahore) a jeho spektrální výkonová hustota signálu. Hlavní složka se nachází v oblasti od cca. 50 do 150 Hz. [3]

Uplatnění neinvazivní EMG

Povrchová elektromyografie je pro svou jednoduchost používána v celé řadě aplikací, monitorující aktivitu svalu jako celku. Nejčastějším využitím bývá sledování aktivace jednotlivých svalů při běžném pohybu, tzv. *timing* [13], pomocí které se posuzuje koordinace pohybu a funkčnost řízení pohybu centrálním nervovým systémem. Povrchové snímání je také základní diagnostickou metodou studia svalové únavy při izometrických a izotonických kontrakcích, dále usnadňuje porozumění podílu různých svalů a jejich chování při daném pohybu nebo konkrétní zátěži během vykonávání určité činnosti nebo sportovní disciplíny. Moderní provedení přístrojů a možnosti telemetrie umožňují toto monitorování uskutečňovat i při provádění dané aktivity v pro ni běžných podmínkách (například sportovní utkání, plavání atp.). [1] [12]

Neinvazivní povaha povrchové EMG z ní nadto činí potenciálně velice užitečnou metodu pro studium nervosvalových onemocnění. Na základě přehledu dostupné literatury na téma povrchové elektromyografie z roku 2008 bylo konstatováno, že pro potvrzení tohoto potenciálu není dostatečné množství dat, které by zřejmě dokládalo schopnost rozlišení mezi neuropatickými a myopatickými poruchami a diagnostiku konkrétního nervosvalového onemocnění. Může se však uplatnit jako dodatečná metoda pro

studium svalové únavy, spojené s postpoliomyelitickým syndromem, nebo elektromechanické funkčnosti při myotonické dystrofii. [14]

Elektrody pro neinvazivní snímání

Při snímání z povrchu kůže hraje velice významnou roli zprostředkování dobrého kontaktu elektrody s pokožkou tak, aby mohl být potlačen útlum a zachována co nejvyšší vodivost. Obecně se díky své stálosti a vlastnostem nejčastěji používají stříbro-chloridové (Ag/AgCl), případně pouze stříbrné elektrody, v kombinaci s vodivým gelem. V neinvazivní elektromyografii tomu není jinak. Povrchové snímače sestávají obvykle z několika elektrod uspořádaných v určité konfiguraci. Z toho důvodu jsou často nazývány multielektrodami ve formě *stripu* (pásku), nebo vzácněji ve formátu pole či mřížky, tzv. *gridu*. Novější stripy jsou ukryty do pružného plochého vodiče tak, aby po aplikaci vodivého gelu byly vytvořeny tzv. plovoucí elektrody, odolné vůči pohybovým artefaktům. Podobně také mřížkové snímače mají formu pružné podložky, schopné přizpůsobit se tvaru místa snímání a mapovat vznik akčních potenciálů z větší plochy svalu. Moderní přístup k používanému materiálu ve zdravotnictví a důraz na sterilitu vede k tomu, že i tyto elektrody jsou často pouze na jedno použití a po provedení měření se likvidují. Multielektrody se obvykle zapojují do systému bipolárních svodů, s použitím zemnicí svorky jako zdroje referenčního napětí. Obdobně jako např. u měření EKG je možné pro eliminaci souhlasného rušivého napětí použít metodu „napájení pravou nohou“. Pro případy, kdy je požadováno zajištění dostatečné pohyblivosti, přičemž hrozí zvýšené riziko vzniku pohybových artefaktů, byly v poslední době vyvinuty aktivní snímače, obsahující ve svém těle i předzesilovač. Příkladem pro jejich použití může být terapie biologickou zpětnou vazbou nebo uplatnění protetických pomůcek. [3]

Umístění elektrod a faktory ovlivňující kvalitu snímání

Protože je signál na povrchu těla výsledkem součtu aktivit několika motorických jednotek nebo i celých svalů, je u neinvazivního snímání důležité vzít v úvahu nejprve stav řady faktorů. Těmi bývají zejména velikost a umístění elektrody vůči vyšetřované lokalitě, mohutnost a vlastnosti tkáně mezi elektrodou a svalovými vlákny, změna objemu a tvaru svalu při vykonávání pohybu stejně jako při něm možný pohyb elektrod, ale může se projevat i únava svalu, rušení okolí, fyziologické procesy člověka atd. Přestože pro provádění měření nejsou stanovena závazná pravidla, existují doporučené postupy, které tyto faktory zohledňují za cílem dosažení co nejkvalitnějšího záznamu. Volba typu a polohy elektrody, zajištění dobré vodivosti mezi ní a kůží a eliminace rušivých vlivů jako je šum, samovolný pohyb snímače a přeslech ze svalů, které nejsou předmětem vyšetřování, jsou základními podmínkami pro úspěšnou diagnostiku. [1] [13]

Výběr umístění elektrody je tím nejsnadněji ovlivnitelným parametrem. Její kolmá pozice vůči směru svalových vláken vede zpravidla k získání intenzivnějšího signálu, ne každý tvar těla svalu však takové uložení umožňuje, proto se lze setkat i s podélným umístěním. Při obvyklých vyšetřeních s cílem zachytit vzruchovou vlnu aktivující jeden sval platí, že zesílení signálu spolu s eliminací šumu a přeslechu je možné docílit přiložením elektrody do prostřední části těla svalu, kde jsou svalová vlákna největšího průměru. [12]

Důležitým místem pro měření akčního potenciálu je ale také místo, kde jsou svazky svalových vláken inervovány. V této tzv. inervační oblasti (jejich umístění u jednotlivých svalů bylo v roce 2012 publikováno v atlasu [15]) je sice zaznamenávána nižší intenzita signálu (stejně jako směrem od středu

k úponu svalu), je v ní ale možné stimulovat svalovou kontrakci za použití nejnižší intenzity proudu. [13] A kupříkladu pro záznam a následnou analýzu akčních potenciálů specifických motorických jednotek pomocí neinvazivní metody je obvykle elektroda přikládána mezi prostřední část svalu a jeho šlachy. [16] Pro jakékoliv měření EMG na libovolném místě na těle je důležité náležitým způsobem, na základě znalostí, zkušeností nebo experimentálním postupem, určit nejlepší místo pro snímání signálu, zvolit vhodnou velikost a typ snímače a v co největší míře potlačit eventuální chyby měření, zdroje rušení, přeslech a další vlivy, které je možné ovlivnit. [12]

1.3 Druhy EMG signálů

Z poznatků uvedených v předchozí kapitole lze vyvodit, že druh zaznamenávaného elektromyogramu se odvíjí od způsobu snímání, případně polohy a typu elektrody. Avšak ani použití invazivní metody měření EMG signálu automaticky nezaručuje, že je zaznamenávána elektrická aktivita pouze jedné motorické jednotky nebo vlákna. Zvláště při vyvíjení velké svalové síly se určitým interferencím lze jen těžko vyhnout. Současná výpočetní technika našťastí poskytuje možnosti využití speciálních algoritmů pro zpracování signálu, které jsou schopny rozložit sumovaný signál na samostatné složky odpovídající potenciálům daného objektu, který je potřeba vyšetřit. Kategorii signálů, které je možné v rámci elektromyografie sledovat a diagnostikovat pomocí nich problémy neuromuskulární soustavy, existuje celá řada. Těmi základními a nejvyužívanějšími jsou sumační akční potenciály svalu (CMAP), akční potenciály motorické jednotky (MUAP) a elektromyogram samostatného svalového vlákna (SFEMG).

1.3.1 Sumační akční potenciál svalu

Měření sumárního akčního potenciálu (CMAP z anglického spojení *compound muscle action potential*) se provádí na svalu v okamžiku, kdy je aktivně stimulován periferní nerv, který jej inervuje. Pokud se jedná o povrchové stimulační elektrody, přikládají se na pokožku v místě, kde je daný nerv nejbližší povrchu. Stimulace však může být prováděna i jehlovými elektrodami, vzhledem k pohybu svalu a těla při vyvolané kontrakci, který je při použití jehel vždy problematický, je však jejich použití méně časté. Ze stejného důvodu se povrchové elektrody ve většině případů používají i jako snímací prvky. [3]

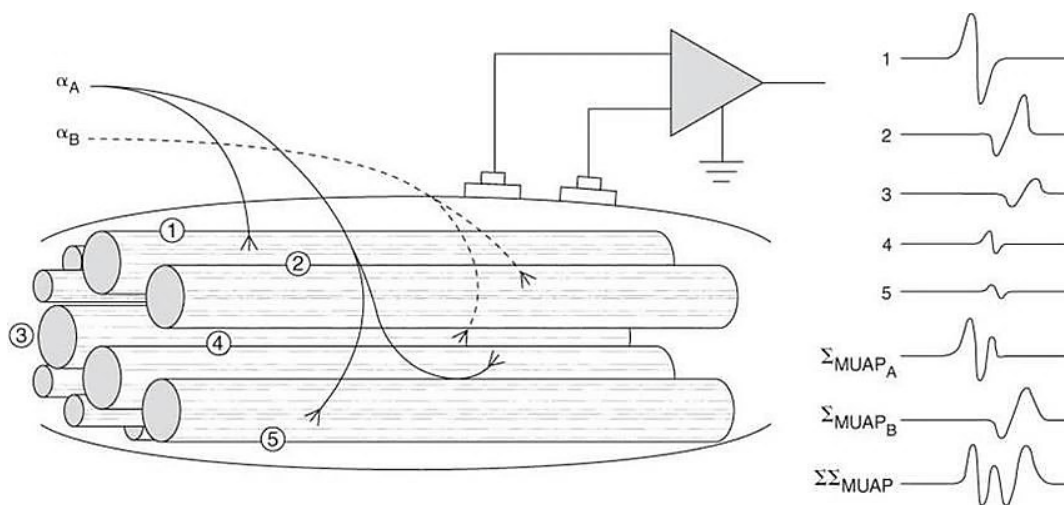
Vybuzením periferního nervu dochází k synchronnímu vzrušení všech jím inervovaných motorických jednotek. Obvykle se používá malá série impulsů s nízkou opakovací frekvencí (do 5 Hz), sledují se pak vyvolané kontrakce a porovnávají; jejich amplituda a zpoždění jednotlivých fází akčního potenciálu. Sníženou amplitudou všech odezev se obvykle projevuje pohybové onemocnění svalstva, klesající trend amplitudy nad rámec běžného poklesu vlivem svalové únavy (asi o 8 %) může poukazovat na poruchu přenosu potenciálu z nervu do inervovaného svalu. Třetím sledovaným parametrem je časový průběh akčních potenciálů. Zpoždění mezi jednotlivými vzruchy mohou poukazovat na problémy s demyelinizací nervových vláken, což je typickým příznakem například roztroušené sklerózy. Prodloužení průběhu samotného akčního potenciálu pak bylo pozorováno u populace pacientů na jednotkách intenzivní péče, upoutaných delší dobu na lůžko. Testování několika nervosvalových spojení těchto pacientů a včasné rozpoznání vznikajícího fenoménu prodloužené doby trvání jednotlivých fází akčního potenciálu (obvykle má celý impuls trvání 0,5–1,5 ms) může pomoci při diagnóze myopatie kriticky

nemocných, která je častým důvodem celkové slabosti a nehybnosti pacientů z důvodu svalové atrofie. [3] [17]

Možnou variantou pro stimulaci periferního nervu při provádění CMAP je vybuzení senzoričtých aferentních drah, které aktivují samotné motoneurony, zodpovědné za vyslání akčního potenciálu do periferního nervu. Tímto způsobem je tedy možné ověřit funkčnost zpětné vazby reflexního oblouku a jeho přenosové schopnosti. [3]

1.3.2 Akční potenciál motorické jednotky

Pro studium akčního potenciálu motorické jednotky (MUAP z anglického označení *muscle unit action potential*) určitého svalu se do jeho těla nejčastěji zavádí jehlová elektroda a snímání probíhá při přirozeně vyvolané mírné kontrakci. Je totiž třeba aktivovat pouze malý počet motorických jednotek, aby bylo možné získat jejich postupné vzruchy. Při přílišné kontrakci (nad 10 % MVC) by byly snímány záznamy příliš zkresleny vzájemnou superpozicí. Akční potenciál jedné motorické jednotky lze charakterizovat několika parametry, vztahujícími se k určitým jejím strukturálním a fyziologickým aspektům. Základními sledovanými měřítky akčního svalového potenciálu je jeho amplituda, trvání, jednotlivé fáze a hroty a základní izolínie klidového potenciálu. Přes to, že jsou přímo závislé na velikosti motorické jednotky, dá se obecně stanovit střední hodnoty parametrů normálního akčního potenciálu na přibližně 0,5 mV u napěťového rozkmitu a 8–14 ms pro jeho délku trvání. Odchyłky od normálních hodnot těchto specifikací mohou být způsobeny patologickými jevy v nervosvalovém systému, proto jsou pro diagnostiku nemocí významným ukazatelem. [18]



Obrázek 4: Akční potenciály jednotlivých svalových vláken, jejich sumace do akčního potenciálu motorické jednotky a složený signál více motorických jednotek při povrchovém snímání. [19]

Elektromyogram akčních potenciálů motorických jednotek lze snímat i povrchovými elektrodami, zde je však téměř jisté, že na pořizovém záznamu se podílí více motorických jednotek současně (viz Obrázek 4). Pro diagnostiku a nalezení patologických projevů ve snímaném záznamu je proto potřeba provést jeho dekompozici. Moderní softwarová řešení dnes poskytují možnosti automaticky detekovat v sumačním signálu příspěvky jednotlivých motorických jednotek pomocí porovnávání jejich tvaru a parametrů s určitým vzorem, který bývá pro daný typ svalu specifický. Identifikované akční potenciály se následně sčítají tak, aby výsledná suma korespondovala s původním superponovaným signálem, čímž je vytvořena zpětná vazba až do chvíle, než je nalezeno nejvhodnější řešení. Přestože tato zařízení dokáží samostatně poskytovat informace o měřených parametrech, vypočítávat jejich střední hodnoty a hledat odchylky od normativních kritérií, v klinické praxi je kvůli často neideálním podmínkám, které software nemůže předvídat, stále nepostradatelná zkušenost a znalosti vyšetřujícího lékaře. Ten je, na základě shromážděného objemu dat, nakonec vždy zodpovědný za stanovení diagnózy. [3] [18]

Z hlediska patofyziologického je nejvýznamnějším sledovaným parametrem při snímání výboje motorické jednotky jeho celkové trvání. Není ovlivněno polohou elektrody při subkutánním snímání tak, jako je amplituda nebo plocha akčního potenciálu, a také je do menší míry závislé na dočasném rozptylu akčního potenciálu jednoho svalového vlákna na snímaný signál. Více vypovídá o počtu svalových vláken ve snímané oblasti. Pro dobu trvání akčních potenciálů byly stanoveny normativní hodnoty, závislé na typu svalu a věku vyšetřovaného pacienta. Jejich porovnáním s měřenými hodnotami je tak možné diagnostikovat například atrofii, úbytek nebo naopak nárůst svalových vláken či blokaci akčních potenciálů na nervosvalové ploténce. [18]

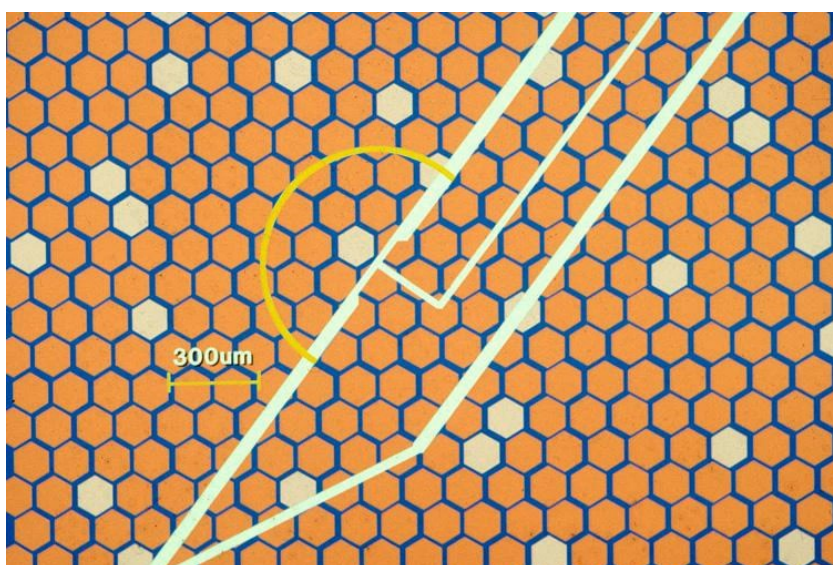
1.3.3 Elektromyogram svalového vlákna

Nejselektivnějším druhem záznamu, který lze v rámci EMG pořídit, je elektromyogram jednoho samostatného svalového vlákna (SFEMG z anglického výrazu *single-fiber electromyography*). Schopnost tak detailní selekce v prostoru pramení z velmi malé plochy portu snímače (pouhých 25 μm), který je umístěn na boku jehlové bipolární elektrody, 3 milimetry od jejího hrotu. Selektivita snímání je ještě umocněna použitím filtru typu horní propust s mezní frekvencí okolo 500 Hz. Identifikace akčních potenciálů z jednotlivých svalových vláken umožňuje měření zejména dvou vlastností souboru svalových vláken: hustoty vláken a neuromuskulárního jitteru. Nejčastějším onemocněním, při kterém je používáno vyšetření akčního potenciálu svalového vlákna, je Myasthenia gravis, porucha přenosu v místě nervosvalové ploténky. [20]

Při měření SFEMG elektrodou, vzdálenou od zkoumaného vlákna alespoň 300 μm , dosahuje amplituda vzruchového impulzu maximální hranice 200 μV . Z amplitudy zaznamenaného signálu je tak možné podle této hodnoty usoudit, kolik aktivovaných vláken se v blízkosti elektrody nachází. Opakování měření v různých místech svalu je cestou ke zjištění abnormálních úrovní hustoty vláken, což může vypovídat o přirozeném vývoji následkem věku pacienta, ale také o některých poruchách nervosvalového přenosu, kvůli kterým sval mění svou strukturu. [3]

Akční potenciály snímané pomocí jehlové SFEMG elektrody se při kontrakci nebo stimulaci na příslušné inervační dráze opakují, nikoli však s konstantní frekvencí, ale s určitými vzájemnými odchyl-

kami. Ukazatel variability tohoto nervosvalového přenosu se nazývá neuromuskulární jitter. Vypočítává se jako průměrná hodnota rozdílů mezi následujícími interpotenciálovými intervaly (také se označuje zkratkou MCD z anglického *mean of consecutive differences*). Obvykle se hodnotí průměr z dvaceti konsektivních akčních potenciálů. Obvyklá hodnota se pohybuje mezi 5 a 50 μs , liší se podle druhu sledovaného svalu. Pro mnoho svalů byly stanoveny referenční hodnoty jitteru, se kterými se měřené hodnoty srovnávají. Normálním projevem je pomalé zvyšování hodnot s rostoucím věkem. Překročení hranice pro daný sval jedním nebo druhým směrem však již může signalizovat přítomnost myopatie, rozštěpení svalových vláken nebo blokaci nervosvalového přenosu na ploténce. Jitter měřený při externí stimulaci periferního nervu je nižší než signál volní kontrakce, protože pochází pouze z jedné motorické jednotky. Normativní hodnoty stimulačního jitteru byly stanoveny například pro kruhový sval oční a natahovač prstů. Pro ostatní svaly platí, že hodnota při stimulaci odpovídá 80 % jitteru volní kontrakce. [20]



Obrázek 5: Diagram SFEMG elektrody, zavedené ve svalových vláknech. Světlé body jsou inervovány jednou motorickou jednotkou. Pozice místa snímání je zvolena tak, aby zaznamenala potenciál maximální amplitudy jednoho svalového vlákna. [20]

2 Technologie měření EMG

Zařízení pro záznam elektromyogramu jsou v dnešní době moderní přístroje, schopné snímání jak povrchovými, tak intramuskulárními elektrodami. Často jsou také implementovány jako jedna z měřených modalit v polysomnografech, sloužících pro diagnostiku kvality spánku, nebo v zařízeních pro vyšetření evokovaných potenciálů. Při rutinních vyšetřeních nejsou kladeny příliš vysoké nároky na počet svodů, obvykle postačuje 2 až 16 kanálů. Jiná situace nastává při použití speciálních plošných vícerozměrných elektrod, kde je potřeba zaznamenat až desítky svodů. Tento problém se však týká velmi specializovaných pracovišť. Samotný pořízený záznam, jak bylo v předchozí kapitole objasněno, nemá ve většině případů velkou vypovídající hodnotu. Je potřeba jej analyzovat, případně dekomponovat na jednotlivé složky, než je z něj možné vyčíst směřodátne informace. Tento rozbor se dnes provádí výhradně výpočetní technikou, proto má zařízení pro akvizici snímaných dat, elektromyograf, pouze funkční bloky, sloužící k nutnému předzpracování signálu pro následnou úspěšnou analýzu. [3]

2.1 Elektromyograf

Prvním prvkem v procesu zaznamenání signálu je vstupní předzesilovač. Ten musí disponovat velmi vysokým vstupním odporem, převyšujícím velkou rezistenci vykazovanou vlivy své konstrukce zvláště podpovrchovými elektrodami, aby bylo zamezeno úbytku chybového proudu měřenou elektrodou. Předzesilovače by měly mít možnost změny nastavení svého zapojení podle použití monopolárních nebo bipolárních svodů. V případě monopolárního snímání je druhý, invertující vstup snímače připojen k zemníci sorce, při druhé variantě je spojen s neinvertujícím vstupem předzesilovače následujícího v sérii. Následující filtr typu pásmová propust je v řetězci zařazen za účelem odstranění stejnosměrné a pomalu se měnící složky zaznamenávaného napětí, která má svůj původ v elektrickém potenciálu, vznikajícím na povrchu měřicí elektrody, a v mimovolně vznikajících pohybových artefaktech při pohybu svalu nebo snímací elektrody. Mezní frekvence horní propusti bývá stanovena na 10-20 Hz, nastavení dolnoproputné složky závisí na typu snímání a pohybuje se mezi 500 Hz pro povrchové a až desítky kHz pro podkožní elektrody. [3]

Zásadním krokem pro předzpracování pořízeného signálu je jeho digitalizace. Na úrovni provedení analogově-digitálního přenosu závisí kvalita dat určených k následnému počítačovému zpracování, platí však také, že tento stupeň předzpracování je poměrně nákladný a digitalizovaná data jsou často dosti objemná, je proto důležité zvolit takové řešení, zachovávající co největší rozlišení pořízeného záznamu za přípustné náklady a v rozsahu, který je pro tento účel určená výpočetní technika schopna v relevantním čase zpracovat. [12] Pokud elektromyograf obsahuje nízký počet snímacích kanálů, je vhodné pro každý použít vlastní A/D převodník na úkor multiplexoru, čímž je možné dosáhnout lepšího potlačení šumu v signálu. Jejich vstupní rozsah přímo odpovídá typu používané elektrody. Pro povrchový záznam je dostačující rozpětí 1–5 mV s maximálním vstupním zesílením okolo 2000 (při použití bipolárního převodníku s rozsahem $\pm 1,024$ V), intramuskulární elektrody dosahují napěťového rozsahu jen přibližně 0,3–0,5 mV a jejich zesílení je proto potřeba několikanásobně větší. [3] Podle způsobu snímání, a tedy i přenášeného frekvenčního rozsahu, je také volena vzorkovací frekvence převodníku, která musí podle známého *Nyquistova teoremu* odpovídat minimálně dvojnásobku maximální snímané frekvence. Pro povrchové EMG tak obvykle postačují nižší vzorkovací kmitočty. [12]

Pro řadu elektromyografických vyšetření je potřeba externího vybuzení svalové reakce pomocí stimulatoru. Ten musí být napájen ze zdroje napětí s galvanicky odděleným zemním potenciálem od země vstupních měřicích obvodů, aby nedocházelo k zavlečení stimulačního napětí ke vstupu předzesilovačů a jejich mnohonásobnému přetížení. I přesto by se však stimulační impulsy procházející přes tělní smyčku mohly na záznamu negativně projevit jako skoková změna sledovaného signálu a vyvolaná saturace zesilovacích bloků a impulsní odezvy předřazených filtrů by následně znemožnily zaznamenat požadovanou odezvu odpovídající skutečnosti. Aby se těmto projevům dalo zabránit, jsou v zařízeních se stimulatorem obsaženy synchronizační bloky, které po dobu impulsu udržují signál, vstupující do filtrů a zesilovacích prvků, na konstantní hodnotě. Stimulátory obvykle umožňují u impulsu nastavení výstupního napětí, délku trvání a frekvenci, se kterou se opakuje. Parametry výboje se obvykle volí na 250 až 450 V při maximálním proudu 100 mA. [3]

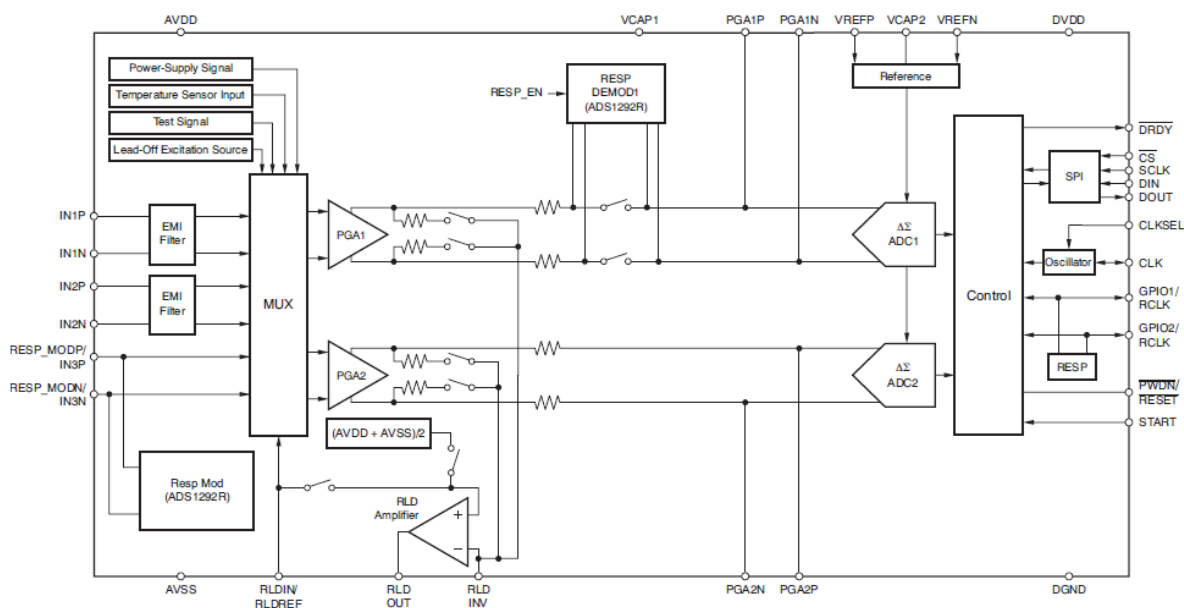
2.2 Integrovaný obvod ADS1292

Uspořádání výše popsaných funkčních bloků do samostatného zařízení pro snímání EMG signálu je v dnešní době téměř otázkou bez limitů a záleží jen na výrobci, jaký přístup zvolí a jaké nároky potřebuje, aby jeho výsledný produkt splňoval. Dávno jsou minulé léta, kdy se jednalo o analogové přístroje velkých rozměrů, omezených schopností, obtížné pro manipulaci a používání. Díky moderním technologiím výroby elektronických součástek se dají vytvořit celé obvody ve velikosti miniaturního prvku, poskytující možnosti k sestavení mobilních přístrojů malých rozměrů, které lze napájet z baterií a díky tomu přenášet a mít u sebe při jakékoliv činnosti.

2.2.1 Úvod

Jedním z pokročilých provedení zařízení pro záznam a zpracování signálu je integrovaný obvod ADS1292, spadající do série analogově-digitálních převodníků ADS1x9x, vyvinuté firmou *Texas Instruments*. Zahrnuje v podstatě všechny funkce pro realizaci přenosného systému s nízkou energetickou spotřebou, vhodného k povrchovému měření EMG ve zdravotnických, sportovních nebo průmyslových podmínkách. V 5 mm² velkém TQFP pouzdře jsou obsaženy dva programovatelné zesilovače (PGA), dva 24bitové A/D převodníky typu delta-sigma, vstupní filtry proti elektromagnetické interferenci, interní oscilátor a zdroj derivace napěťové reference. Je poměrně široce programovatelný přes komunikační rozhraní SPI (z anglického *serial peripheral interface*). Multiplexor na vstupu umožňuje detekovat ztrátu kontaktu elektrod, připojit testovací signál pro kontrolu měřicího obvodu nebo pracovat jako referenční vstup. Vzorkovací frekvence převodníků se může pohybovat v rozmezí 125 Hz až 8 kHz, což znamená, že maximální měřitelná frekvence signálu se musí pohybovat pod 4 kHz (což je pro povrchové snímání plně dostačující). U programovatelných zesilovačů kanálu lze zvolit ze sedmi hodnot (1, 2, 3, 4, 6, 8, 12). Provedení obvodu ve verzi 1292R zahrnuje respirační modulátor, použitelný pro synchronizaci s dýchací křivkou při snímání EKG, pro jiné účely však může sloužit jako třetí dodatečný vstup, multiplexorem nasměrovatelný na kterýkoliv kanál se zesilovačem a převodníkem. [21] Protože je určen primárně pro měření elektrokardiogramu, disponuje i obvodem pro uskutečnění napájení pravou nohou. Po deaktivaci těchto specializovaných bloků může sloužit i jako univerzální datový záznamník (EMG snímání má však s elektrokardiografií velice podobné nároky, a proto se takové funkce mohou uplatnit i u něj). Přehled možností, které bloky obvodu poskytují, je zobrazen v jeho funkčním blokovém diagramu (Obrázek 6) a detailně popsán v příslušném referenčním manuálu

[21]. V následující části budou proto stručně popsány pouze základní prvky tohoto frontendu, významné pro potřeby této práce.



Obrázek 6: Funkční blokový diagram integrovaného obvodu Texas Instruments ADS1292R. [21]

2.2.2 Specifikace funkčních bloků

EMI filtr a multiplexor

Ze schématu je patrné, že prvním prvkem, zařazeným na vstupu měřeného signálu, je filtr elektromagnetických interferencí (EMI). Jedná se o pasivní RC článek s frekvencí zlomu přibližně 3 MHz, zabráňující vzniku rušivých vazeb z jiných systémů nebo zdrojů. Za blokovacími filtry následuje multiplexor, poskytující širokou škálu nastavení vstupních signálů programovatelných zesilovačů. Ty tak následně mohou zpracovávat kromě vstupního signálu i testovací a kalibrační signál, napětí pro napájení pravou nohou nebo detekci odpojení elektrod a dovolují tak provedení diagnostiky a nastavení zařízení, potažmo příslušného subsystému. Programování tohoto multiplexoru se provádí pro každý kanál zvlášť zapsáním požadovaných příkazů do příslušných registrů *CH1SET* a *CH2SET*. Pomocí určité konfigurace těchto registrů lze také připojit vstupy k referenčnímu napětí a testovat vlastní míru šumu určitého systému. [21]

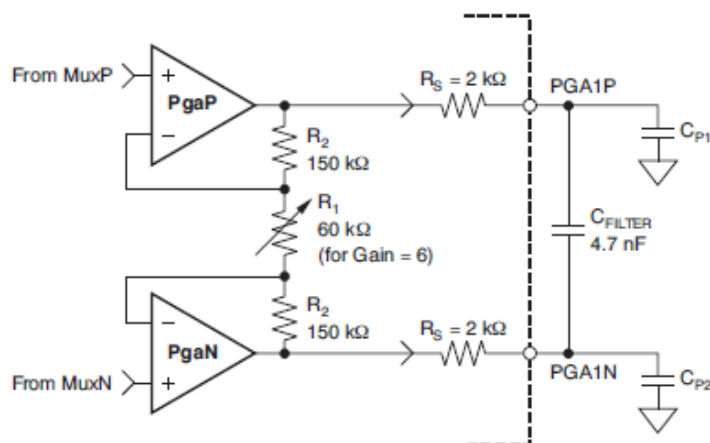
Analogový vstup

Vstupní analogové obvody zařízení jsou plně diferenčního charakteru, který zajišťuje velkou odolnost proti rušení. Informační signál je přenášen rozdílem napětí mezi vstupy *INP* a *INN*. Diferenční zesilovač poté vzájemně odečte na obou vstupech přítomné souhlasné napětí U_{CM} o velikosti $(U_{INP} + U_{INN}) / 2$. Absolutní napětí na vstupech se pohybují okolo tohoto souhlasného napětí v rozsahu $U_{CM} + \frac{1}{2}U_{REF}$ až $U_{CM} - \frac{1}{2}U_{REF}$. Pokud zesilovač zachovává vstupní hodnoty signálu, diferenční vstup ($U_{INP} - U_{INN}$) může nabývat hodnot v rozsahu od $-U_{REF}$ do $+U_{REF}$. Kromě diferenčního módu pod-

poruje analogový vstup i jednopólové zapojení, kdy INN vývod je udržován na konstantní úrovni souhlasného napětí a vstup na INP se pohybuje mezi $U_{CM} + \frac{1}{2}U_{REF}$ až $U_{CM} - \frac{1}{2}U_{REF}$. Tato konfigurace však vykazuje menší odolnost proti vnějšímu rušení a pro nejlepší využití výkonu zařízení není výrobcem doporučována. Pro jakékoliv zvolené zapojení platí, že absolutní rozsah na každém vstupu nesmí překročit limity napájecího napětí zvýšené o 0,3 V. [21]

Programovatelné zesilovací bloky

Dva programovatelné zesilovače v pouzdře zařízení lze zápisem do registru kanálu nastavit na jednu ze sedmi hodnot zesílení. Změna zesílení je realizována řetězcem rezistorů s volitelnou střední hodnotou (Obrázek 1). Na jejich výstupu se nachází RC filtr s pevnou hodnotou odporu a externě připojitelnou kapacitancí (pro obvyklá použití se doporučuje volit 4,7 nF), sloužící jako anti-aliasingový filtr se zlomovou frekvencí přibližně 8,4 kHz (záleží na přesnosti rezistorů) a také jako opatření proti vzniku poruchových úzkých pulsů (*glitch*) při vzorkování. Minimální použitelnou hodnotou kapacitoru může být 4 nF, se zvýšením hodnoty je možné dosáhnout většího útlumu pro potřeby zamezení anti-aliasingu. Nevýhodou při použití větších kondenzátorů je však zvětšující se míra zkreslení zesilovaného analogového signálu. Zvláštní pozornost je také třeba věnovat umístění tohoto externího kondenzátoru. Ideálně by se měl nacházet v pozici co nejbližší vývodům zesilovače, aby na nich nevznikalo riziko vytvoření parazitní kapacity. Pokud by tyto parazitní kapacity byly vyšší než 20 pF, docházelo by k poklesu činitele potlačení souhlasného napětí (tzv. *common mode rejection ratio*) a snížení útlumu, který je při stavu bez vlivu kapacit limitován pouze zesilovačem samotným. Rozsah rozlišitelné souhlasné složky signálu se odvíjí od rozličných parametrů, jako například nastavitelné zesílení, zdrojové napětí nebo maximální hodnota diferenčního vstupního signálu. Tato hodnota pak závisí na celkovém zesílení a hodnotě napěťové reference podle vzorců, uvedených v referenčním manuálu. Ve výchozím nastavení modulu se počítá se zdrojovým napájením 3 V, ze kterého je derivováno referenční napětí 2,42 V. Pro potřeby většího dynamického rozsahu zesilovaného signálu je možné zvolit napájení 5 V při napěťové referenci 4,033 V. [21]



Obrázek 7: Realizace zapojení programovatelného zesilovače. [21]

Sigma-delta A/D převodník a digitální decimační filtr

V každém kanálu integrovaného obvodu ADS1292 je zařazen převodník s rozlišením 24 bitů, který pro převod analogového signálu používá sigma-delta modulátor se vzorkovací frekvencí $f_{MOD} = 128 \text{ kHz}$. Tato frekvence je odvozena dělením hodinového signálu (podle nastavení 512 nebo 2048 kHz). Použití převodníků typu sigma-delta přináší výhodu tvarování šumu ve frekvenčním pásmu až do šířky poloviny modulační frekvence. Většina šumu je vzorkována ve vyšších frekvencích, kde je možné tuto složku potlačit použitím integrovaných digitálních decimačních filtrů, sloužících zároveň jako anti-aliasingová filtrace. V pásmu, které je využitelné pro měření biosignálů EKG nebo EMG, zůstane pouze velmi malá část šumu. Tyto možnosti sigma-delta převodníků tak nahrazují potřebu analogových anti-aliasingových filtrů, obvykle u A/D převodníků nezbytných. [21]

Výstup A/D modulátoru zpracovává digitální decimační filtr. Proces decimace spočívá ve dvou základních krocích – převzorkování na nižší kmitočet a dolnoproustná filtrace. Změnou míry filtrace tak je možné korigovat, zda bude výstupní signál mít vyšší rozlišení, nebo vyšší datový tok. Decimační filtry, zařazené na zpracováváných kanálech tohoto integrovaného obvodu, jsou typu dolní propust třetího řádu. Míra decimace lze nastavit zápisem konfiguračních bitů do příslušného registru, který je společný pro oba kanály. Výstupní zpracované signály mají proto stejný datový tok. Filtrace již digitalizovaného signálu přináší řadu výhod, kromě ošetření projevů aliasingu dokáže mimo jiné i ve větší míře odstranit šum a zachovat užitečný signál. [21]

Zdroj hodinového signálu a napěťové reference

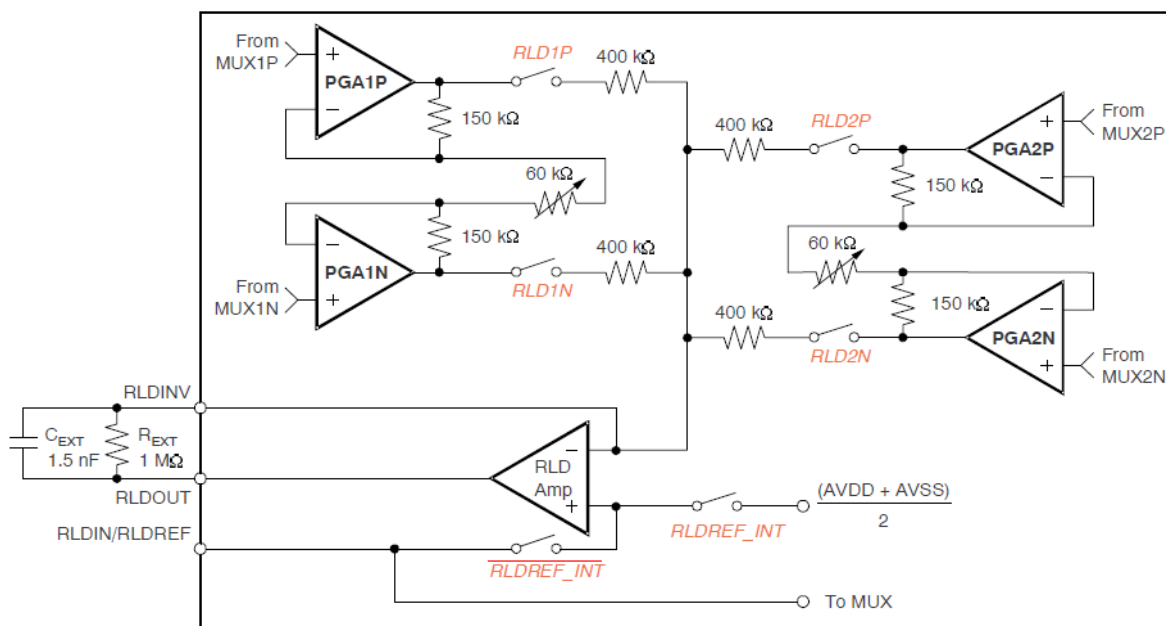
Obvod ADS1292 poskytuje dvě možnosti řešení hodinového signálu, aktivujícího celé zařízení, jak interně, tak externím způsobem. Použití interního oscilátoru je vhodné pro baterií napájená využití, kde je kladen důraz na nízkou spotřebu. Je laděn na fungování při pokojové teplotě, kdy disponuje přesností generované frekvence s odchylkou $\pm 5 \%$. Pokud použití interního zdroje není vyhovující, lze připojit externí zdroj, kdy zařízení toleruje dvě hodnoty frekvence f_{CLK} : 512 nebo 2048 kHz. Tento signál pak dělicí registr, nabízející dvě možnosti dělení, modifikuje na frekvenci A/D převodníku, která musí být vždy 128 kHz. Interní oscilátor pracuje na frekvenci nižší, která je proto nastavena jako výchozí. Konfigurační registr zařízení také umožňuje připojit interně generovaný signál na výstupní pin a tato vlastnost je pak využitelná například při spojení více zařízení a jejich synchronní činnosti. [21]

Hodnota referenčního napětí je stanovována s ohledem na zemní potenciál napájecího napětí. Jeho vývod (AVSS) musí být vždy spojen s negativním pólem referenčního napětí VREFN. Jak bylo zmíněno v popisu zesilovacích bloků, modul může pracovat se dvěma úrovněmi referenčního napětí, vždy se odvíjejícího od připojeného napájení, přičemž vyšší reference poskytuje větší dynamický rozsah vstupního signálu. Kondenzátory, připojené externě k bloku vnitřní napěťové reference, omezují snímané frekvenční pásmo a jejich parametry mají také přímý vliv na podíl tohoto bloku na šumu ve zpracování snímaného signálu. Proto je důležité volit je s ohledem na obě tyto skutečnosti. Interní referenční blok lze případně deaktivovat a k obvodu připojit externí zdroj referenčního napětí, pokud je například potřeba zajistit jeho mimořádnou stabilitu. Podobně jako u konfigurace hodinového signálu i zde je možné přesměrovat interní referenční napětí na výstupní signál a spojit se vstupem externí reference kaskádově spojeného zařízení. Ve výchozí situaci obvod předpokládá připojení externího referenčního zdroje. [21]

Specifické funkce obvodu

Vedle zmíněných analogových a digitálních funkčních bloků jsou v obvodu ADS1292 integrovány specifické prvky, nacházející uplatnění při implementaci zařízení pro měření biosignálů z povrchu lidského těla. Při pořizování záznamu EKG, pro něhož je obvod primárně určen a konfigurován, poskytují tyto bloky například možnost připojení pomocné elektrody pro tzv. napájení těla pacienta pravou nohou, sledování kvality kontaktu elektrod s pokožkou pacienta a v případě verze obvodu 1292R také použití speciálního respiračního obvodu. Touto cestou je měřený signál demodulován, čímž je z něj odstraněno nežádoucí zvlnění, kopírující dechovou křivku.

Při měření signálů EMG je z těchto specializovaných funkcí obvodu pro dosažení co nej přesnějšího záznamu v rámci této práce pravděpodobně nejvýznamnější ta část, realizující napájení pravou nohou. Tzv. RLD obvod (z anglického spojení *Right Leg Drive*) je realizován jako záporná zpětná vazba mezi měřícím obvodem a tělem pacienta, jejímž účelem je eliminace rušivého signálu, vstupujícího do zesilovacích prvků měřících svodů souhlasně na obou elektrodách. Původem takových interferencí bývají často napájecí obvody, elektrická vedení nebo zdroje osvětlení v blízkosti vyšetřovaného. Integrovaný obvod ADS1292 detekuje souhlasnou složku v libovolně zvolené kombinaci elektrod, kterou následně přivádí na invertující vstup operačního zesilovače. Takto vytvořená záporná zpětná vazba je připojena v blízkosti měření EMG záznamu samostatnou elektrodou k tělu pacienta. Výsledkem je potlačení silných rušivých interferencí v pořizovaném záznamu na minimální úroveň, díky čemuž je možné využít rozlišení vstupních zesilovacích a vzorkovacích obvodů pro užitečný signál. [21]



Obrázek 8: Schéma zapojení vstupně-výstupních částí RLD zesilovače a realizace výběru analogových vstupů pro výpočet zpětné vazby. [21]

Na obrázku (Obrázek 8) je uvedeno schéma směřování vstupního analogového signálu z měřících elektrod do RLD obvodu a realizace zapojení specializovaného zesilovače. Výběr elektrod, ze kterých bude zpětnovazebný signál odvozován, se provádí zápisem příslušných bitů pro každý signálový vstup

zvlášť v registru *RLD_SENS* (na schématu znázorněno jako vypínače RLDxN/P). Tento signál je následně připojen k invertujícímu vstupu RLD zesilovače, jehož vstupní a výstupní kontakty jsou dostupné na vývodech integrovaného obvodu. To poskytuje uživateli provést vlastní konfiguraci obvodu a dosáhnout co nejlepších výsledků, například volbou zpětnovazebních komponentů zesilovače, které nejsou v čipu integrovány a je nutno je připojit externě mezi vývody RLDOUT a RLDINV (na schématu je uvedeno doporučené paralelní zapojení kondenzátoru a rezistoru pro nastavení stejnosměrné složky a omezení vyšších frekvencí). Referenční stejnosměrné napětí RLD zesilovače může být generováno interně jako polovina analogového napájecího napětí, eventuálně je dodáváno z externího zdroje na pin RLDIN/RLDREF. Tento kontakt se kromě připojení externí reference dá využít i jako vstup právě vygenerovaného RLD signálu z výstupu RLDOUT. Pomocí vstupních multiplexorů měřících kanálů je následně možné jej přeměrovat na jakoukoliv připojenou elektrodu, což poskytuje širší možnosti při instalaci měřících svodů na tělo pacienta. Kanál, jehož analogový vstup slouží tímto způsobem, však již není možné využít pro vstup měřeného signálu, pro měření všemi kanály zařízení je tedy potřeba připojit RLD svorku přímo na výstup RLDOUT. [21]

Pokud je využíváno více obvodů ADS v rámci jednoho měřícího zařízení, stačí pro realizaci napájení pacienta pravou nohou obvykle jedna svorka, využívající zesilovač pouze jednoho zařízení. V ostatních obvodech lze tuto část vypnout konfigurací příslušného registru, čímž dojde ke snížení energetických nároků zařízení. Propojením vývodů RLDINV je dále možné odvození zpětnovazebního signálu z jakékoliv kombinace používaných elektrod.

2.2.3 Formát dat a způsob komunikace

Každý kanál obvodu ADS1292 vytváří 24bitová data ve formátu tzv. *dvojkového doplňku*, což znamená, že na výstupu se mohou nacházet kódovaná celá čísla, kladná i záporná. Při zápisu hexadecimálního čísla, reprezentující výstupní hodnotu snímaného signálu, je na prvním místě bit s největší vahou. Bit na konci pořadí, reprezentující nejnížší rozlišitelnou změnu signálu, má hodnotu $V_{REF} / (2^{23} - 1)$. V tabulce jsou uvedeny rozsahy, pro které jde v ideálním případě výstup reprezentovat formou výstupního kódu. Signál nad uvedenou úroveň není možné zohlednit a je ořezáván. Převody, uvedené v tabulce, nemohou zohledňovat vlivy šumu, odchylek od linearit převodu a filtrace, chyby při zesílení signálu atp. Jedná se tedy o ideální hodnoty, od kterých se reálně interpretované výsledky mohou mírně lišit. [21]

Tabulka 1: Ideální výstupní hodnoty vzhledem k rozsahu vstupního signálu. [21]

| Analogový vstupní signál | Výstupní hodnota |
|---------------------------------------|------------------|
| $\geq V_{REF}$ | 7FFFFFFh |
| $+V_{REF} / (2^{23} - 1)$ | 000001h |
| 0 | 000000h |
| $-V_{REF} / (2^{23} - 1)$ | FFFFFFh |
| $\leq -V_{REF} (2^{23} / 2^{23} - 1)$ | 800000h |

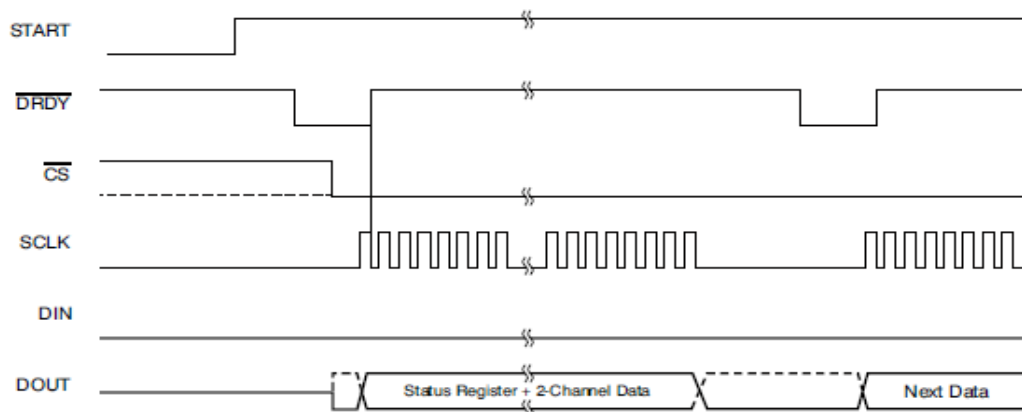
Pro potřeby komunikace s dalšími zařízeními systému, řídicími nebo obsluhujícími ostatní úkoly, související s nakládáním se získanými daty (například tisk nebo uložení dat), je modul vybaven rozhraním pro sériovou komunikaci, kompatibilní se standardem SPI[®]. Skrze toto rozhraní lze ze zařízení vyčítat předzpracovaná digitalizovaná data, konfigurovat nastavení pomocí zápisu do registrů a kontrolovat jeho fungování. Podstata komunikace je uskutečňována skrze pět signálů: *Chip Select* (\overline{CS}), *Serial Clock* (SCLK), *Data In* (DIN), *Data Out* (DOUT) a *Data Ready* (\overline{DRDY}). [21]

Rozhraní SPI je standard pro komunikaci, určený zejména pro připojení zařízení se specifickou funkcí, jako je například paměť nebo A/D převodník, k řídicímu prvku systému, tzv. mikrokontroleru. Koncepte fungování komunikace přes rozhraní SPI spočívá ve vzájemné konfiguraci a propojení dvou nebo více obvodů. Jeden z obvodů je zvolen jako řídicí modul celého systému (tzv. *master*) a koordinuje tak činnost ostatních připojených bloků systému (tzv. *slave*). Základní propojení je fyzicky realizováno čtyřmi datovými vodiči: *Serial Clock*, dvě datové linky a *Chip Select*. Výstup hodinového signálu SCLK z prvku, fungujícího jako *master*, je připojen na hodinový vstup komunikace všech ostatních zařízení, označených jako *slave*. Datový vodič, fungující jako vstup obvodu *master*, je paralelně připojen ke všem výstupům obvodů *slave* a označuje se často jako MISO (z angl. *Master In Slave Out*). Propojení v obráceném směru se pak nazývá MOSI (*Master Out Slave In*). Posledním signálem je pak tzv. *Chip Select*, jímž je samostatně propojen každý obvod *slave* s obvodem *master*. Pokud řídicí obvod potřebuje komunikovat s daným zařízením, pomocí tohoto signálu komunikační kanál aktivuje, přičemž ostatní připojené obvody tento signál na vstupech nepřijímají a jejich datový výstup je ve stavu vysoké impedance. Mezi posuvnými registry zařízení na aktivovaném kanálu pak může probíhat přenos dat, řízený signálem SCLK, jehož polarita a vztah k přenášeným datům jsou také důležitými parametry rozhraní SPI. Specifikují se podle dohodnuté konvence polaritou kritérií CPOL a CPHA (z angl. *Clock Polarity* a *Clock Phase*), kdy v případě čipu ADS1292 je komunikace konfigurovaná jako CPOL = 0 a CPHA = 1. Znamená to, že klidová úroveň signálu SCLK je logická 0 a posun každého bitu výstupních dat na linku MISO tak probíhá jeho náběžnou hranou, zatímco hodnota na datové sběrnici DIN je čtena při přechodu hodinového signálu zpět do nulové úrovně. [22]

Způsoby získávání dat

Snímaná a zpracovaná data mohou být z integrovaného obvodu ADS1292 vyčítána použitím dvou přístupů: Jednorázového a kontinuálního. Při jednorázovém získávání dat (konfigurace RDATA) zařízení po naplnění registru pro odeslání změřenými daty čeká na příjem příkazu, po jehož uskutečnění vyše data výstupem DOUT s kmitočtem odpovídajícím hodinovému signálu SCLK. Druhou možností je čtení dat z registrů kontinuálně, bez potřeby o ně po každém naplnění registru „požádat“ pomocí příkazního kódu. Celkový objem dat, která lze jedním z těchto způsobů ze zařízení získat, závisí na počtu kanálů a jejich nastaveném rozlišení. Při použití dvoukanalového modelu ADS1292, nastaveného do 24bitového převodu, se jedná nejprve o 24 stavových bitů ve stanoveném formátu, informujících o momentální konfiguraci detekce odpojené elektrody a doplňkových digitálních vývodů GPIO. Za nimi pak následuje série 24 bitů dat z každého kanálu (viz formát dat). V případě, že jeden z kanálů není používán, generuje na výstupu nulovou hodnotu, rozměr výstupních dat se nemění. Zařízení také umožňuje číst data vícenásobně, pokud je to potřeba, může za posledním bitem dat na výstupu následovat zase první stavový bit datového řetězce. [21]

Podstatným prvkom komunikace přes SPI rozhraní s integrovaným obvodem je signál *Data Ready* ($\overline{\text{DRDY}}$). Jedná se o digitální výstup, nabývající za běžných okolností vysoké logické úrovně. Pokud se z ní změní na nízkou hladinu, značí to, že v registru jsou připravena nová převedená data a řídicímu mikrokontroleru tím dává najevo, že může být zahájeno vyčtení přes datový výstup DOUT. Pozice signálu *Chip Select* přitom nemá na toto chování vliv, nezáleží tedy, zda je s obvodem zrovna navázána komunikace nebo ne. Konkrétní fungování a účinek signálu *Data Ready* na proces konverze dat jsou závislé na režimu odesílání dat z registrů. Pokles signálu $\overline{\text{DRDY}}$ při jednoduchém získávání dat indikuje, že data jsou umístěna v registru, a je možné je přijmout zasláním příkazu RDATA. Při první sestupné hraně signálu SCLK a zahájení čtení je hodnota signálu *Data Ready* opět nastavena do vysoké úrovně. Proces vyčítání série dat může probíhat i tehdy, když sestupná hrana $\overline{\text{DRDY}}$ signalizuje dokončení převodu následujících získaných dat, aniž by došlo k jejich vzájemnému přemazání a znehodnocení. V módu kontinuálního vyčítání jsou data při každé sestupné hraně signálu *Data Ready* rovnou umístěna do výstupního zásobníku a mohou být odeslána bez zastavení a potřeby zadání dalšího příkazu. Tato metoda je výchozím nastavením obvodu ADS1292 a je vhodná pro použití v zařízeních, kde není požadováno měnit jejich počáteční konfiguraci, jako jsou přenosná zařízení pro kontinuální systematické snímání (tzv. *data logger*). [21]



Obrázek 9: Schéma kontinuální komunikace přes rozhraní SPI. [21]

Na obrázku (Obrázek 9) lze vidět schéma kontinuálního módu přenosu dat. Signál START svým přechodem do vysoké úrovně inicializuje A/D převodníky a spouští konverzi, která zapisuje data do příslušných registrů. Jejich naplnění signalizuje změna signálu $\overline{\text{DRDY}}$ na nízkou úroveň, po které řídicí mikrokontroler může zahájit komunikaci přepnutím vstupního signálu $\overline{\text{CS}}$ do nízké polohy a dodáním hodinového signálu o přenosové frekvenci na vstup SCLK. S jeho první vzestupnou hranou je první stavový bit s nevyšším významem posunut na výstup DOUT, s první sestupnou hranou se signál *Data Ready* vrací do vysoké logické úrovně. Po přenosu celého datového řetězce, pokud jsou další data připravena, může být znovu přenos opakován, dokud není komunikace zastavena příkazem nebo signál START není přepnut do nízké úrovně.

2.3 Systém monitorovacího zařízení

Aby mohl být popsán integrovaný obvod skutečně funkčním blokem, musí být nutně součástí určitého systému, v rámci kterého vykonává svou specializovanou funkci digitalizace a předzpracování měřeného analogového signálu. Ostatní bloky systému mu pak mohou poskytovat podporu (např. externí zdroj referenčního napětí), řízení a konfiguraci (mikrokontroler), nebo zastávat další funkce, kupříkladu tvořit externí paměť, obsluhovat rozhraní pro komunikaci s uživatelským počítačem, zpracovávat digitalizované výsledky. Pro systémy takové struktury se používá název *embedded system*.

Embedded systém obecně označuje kombinaci počítačového hardware a software a dalších součástí, vytvořenou výhradně pro vykonávání určené funkce. I když je podstata složení obdobná, právě v účelu se liší od obvyklých typů počítačů, určených pro široké spektrum uživatelů a tím pádem i potřeb. Základem obecného embedded systému je procesor a software, a právě toto složení mu dává unikátní flexibilitu v možnostech. Software těchto systémů je specializovaný pro konkrétní použití a je úzce svázaný s použitým hardwarem, kde se otevírají obrovské možnosti konfigurace. Nelze ho tedy jen tak snadno použít v jiném systému bez předchozí modifikace. Přes to, že je oblast programování embedded systémů velmi dynamická a neustále se rozvíjí a mění, už po několik let nejobvyklejším jazykem pro tvorbu software je jazyk C, který se pro tento účel stal standardem. Patrně jeho největší výhodou oproti jiným (a často i modernějším) programovacím jazykům je paradoxně jeho nízká úroveň, která umožňuje uživateli výjimečné možnosti kontroly a přístupu k použitým hardware komponentům. Je strukturovaný a jeho vyjadřování je velmi úsporné, což sice na jednu stranu omezuje použití některých užitečných syntaxí, známých z jiných jazyků, ale na druhou stranu se kód vyznačuje velkou efektivitou. Neobsahuje také přímé nástroje pro práci se vstupy a výstupy systému, díky čemuž není nijak závislý na počítači, na kterém se program implementuje. [23]

Protože dnes lze najít embedded systém téměř na každém kroku a na místech, kde by ještě před lety žádné řízení procesu nebylo ani myslitelné, je na trhu pro sestavení takových zařízení k dispozici nespočet množství hardware. To platí i pro zařízení pro monitorování elektrických potenciálů, které lze díky současným možnostem vybavit mnoha výkonnými a praktickými funkcemi. Pro účel sestavení funkčního snímacího zařízení stačí zmínit několik standardních.

2.3.1 Mikrokontroler

Vedle integrovaného obvodu ADS1292 pro zpracování vstupního signálu, zmíněného v předchozí části, je to bezpochyby řídicí procesor, pro použití v embedded systémech často nazývaný mikrokontroler. Na rozdíl od mikroprocesorů, které jsou obvykle jádrem osobních počítačů a obsahují většinou jen samotný čip procesoru, mikrokontrolery (MCU z angl. *microcontroller unit*) obsahují v jednom pouzdře integrovaného obvodu i další periferie, například integrované paměti. Takové řešení je pro potřeby úzce profilovaného systému obvykle dostačující, a navíc výrazně snižuje jeho ekonomické náklady. Obvod jednotky MCU je možné rozdělit do pěti základních bloků: Generátoru hodinového signálu, procesorové jednotky, dva bloky paměti a vstupně/výstupní porty pro komunikaci s okolními bloky systému. Činnost samotného MCU je inicializována hodinovým signálem, který ji také synchronizuje s dalšími částmi systému. Modul procesoru (tzv. CPU) vykonává instrukce podle software, který je před zahájením činnosti nahrán do interní paměti (nejčastěji jde o nevolatilní paměť typu *flash*). Jeho

součinnost se všemi ostatními částmi mikrokontroleru při provádění konkrétních instrukcí zajišťuje řadič. Kromě paměti pro uložení software disponuje jednotka MCU obvykle i pamětí typu RAM ve formě různých registrů pro dočasné umístění zpracovaných dat, než budou zpracovány další instrukcí. Oproti paměti s řídicím programem je tento blok často volatilního typu, po vypnutí napájení je tak jeho obsah vymazán. Komunikace mezi jednotlivými částmi MCU je realizována skrze tzv. sběrnice, které se podle typu dat mohou rozdělovat na datové, adresové a řídicí. [24]

2.3.2 Interní komunikace

Komunikaci mezi jednotlivými bloky systému je možné realizovat několika způsoby. Většina současných integrovaných obvodů, a nemusí se jednat pouze o mikrokontrolery, disponuje vstupně/výstupními porty pro obecné využití příjmu nebo odeslání digitálních dat (tzv. GPIO – *General Purpose Input/Output*). Tyto primárně nespecifikované porty mohou sloužit například jako vstup nebo výstup synchronizačních kanálů, příjem signálů označujících přerušení činnosti a potřebu provedení určitého procesu atp. Pro pokročilou komunikaci mezi obvody, jejíž součástí je např. přenos dat, jsou zařízení osazena sériovými rozhraními, realizovanými až pěti datovými linkami. Spojení probíhá většinou mezi mikrokontrolerem a určitým specializovaným obvodem prostřednictvím určitého protokolu, definující parametry komunikace. Tím nejjednodušším je univerzální asynchronní přenos (UART), častěji se však kvůli lepším vlastnostem, spolehlivosti a rychlosti využívají jiné typy, jako například I2C, CAN nebo SPI. Protože jednotky MCU jsou široce programovatelné a obvykle podporují více protokolů zároveň, záleží na typu frontendu, jakým typem komunikace bude k procesoru připojena. [24]

2.3.3 Datové úložiště

Ačkoli v integrovaných obvodech mikrokontrolerů i A/D převodníků či podobných zařízení lze nalézt paměťové bloky, nedá se je považovat za prostor pro uložení většího objemu dat nebo dokonce uložení na delší dobu. Paměťové kapacity těchto zařízení jsou velmi omezené, většina slouží pro uložení programu pro řízení samotného programu a jeho procesy, a pokud už existuje nějaký prostor pro uložení dat, je obvykle ve formě registrů a zásobníků volatilního typu. Jakmile dojde k jejich naplnění, další pořizovaná data se buď nemají kam zapisovat, nebo přepisují data předchozí, obojí v neprospěch účelu takového systému. Jednou z variant, jak nakládat s pořizovanými daty, je jejich okamžité předání uživatelskému počítači například ke zpracování a zobrazení přes jedno z mnohých komunikačních rozhraní, kterými dnes může být monitorovací systém vybaven. Může se jednat o standardní kabelové propojení sériovou linkou, USB nebo síťovým *Ethernet* vedením, nebo dnes hojně používaná bezdrátová spojení, například *Bluetooth*. Pokud je však účelem monitorovacího systému záznam a uchování dat, což je třeba případ již zmíněného *data loggeru*, je potřeba jej rozšířit o velkokapacitní datové úložiště. Tento požadavek splňuje zařazení externích nevolatilních pamětí pro čtení i zápis nejčastěji typu *flash*, které mohou být pevnou součástí zařízení, praktičtějším řešením je však jen umístění komunikační sběrnice na základní desku, přičemž samotné datové úložiště je odpojitelné a přenosné. Často využívaným typem takové paměti je tzv. SD karta.

SD (*Secure Digital*) karta byla vyvinuta již v roce 1999 ve spolupráci společností SanDisk, Matsushita a Toshiba. Standardní rozměry karty jsou 32 x 24 x 2,1 mm, vzhledem k důrazu na kompaktnost moderních zařízení se však v poslední době více rozvinuly formy miniSD a microSD o velikosti pouhých

11 x 15 mm. Standardní kapacita SD karty dosahuje maximálně 2 GB, modernější verze tohoto úložíště však podporuje ukládání až 32 GB v případě vysokokapacitní SD karty (SDHC) respektive 2 TB při použití SD karty s rozšířenou kapacitou (SDXC). Asociace spravující standardy SD paměťových karet definuje standardní třídy podle minimální rychlosti zápisu dat. Výchozí třídy dosahují rychlosti 2, 4, 6 nebo 10 MB/s, dnes však již existují třídy s extrémně vysokou rychlostí až 90 MB/s. Přenosová rychlost rozhraní SD karty závisí na použitém napájecím napětí a hodinové frekvenci, kde platí, že vysokorychlostní rozhraní pracuje až na čtyřnásobné frekvenci a velmi nízké napěťové úrovni (0,4 V) oproti výchozím 25 MHz a 3,3 V. Vždy je však směrodatná rychlost čtení a zápisu dat, která je obvykle nižší, než komunikační rozhraní. Přístup k paměti karty není povolen, dokud není dokončen právě probíhající proces čtení nebo zápisu. [25]

SD karta umožňuje několik módů komunikace, což zaručuje její širokou kompatibilitu napříč vývojovými verzemi a použitím. Pro potřeby embedded systémů je, i přes nižší rychlost než zjednodušené bitové SD módy, nejvhodnější standardní SPI rozhraní, protože jej podporuje většina mikrokontrolerů. Přenos příkazů a dat probíhá ve formě bytů na základě inicializace signálem *Chip Select*. Konfigurace SD karty obsahuje předdefinovaný komunikační protokol, který mikrokontroleru poskytuje odpovědi na zápis nebo čtení dat podle svého stavu. V případě, že dojde k chybě při čtení dat, je místo požadovaných dat obdrženo chybové hlášení. Možná délka datového bloku při zápisu se liší podle typu karty. Pro verze se standardní kapacitou povolená délka odpovídá velikosti bloku pro zápis dat, definované v konfiguračních registrech karty. Při použití SDHC a SDXC verzí je délka datového bloku pevně nastavena na 512 bytů. Pokud dojde k úspěšnému zápisu bloku dat, obdrží MCU jednotka kladnou odpověď. [25]

3 Návrh měřicího cyklu na prototypu zařízení

Předchozí kapitola byla věnována obecnému popisu součástí, které jsou v zařízeních pro pořizování elektromyogramu obvykle zastoupeny, a na ně kladeným vlastnostem a požadavkům. Následně byly podrobně rozebrány parametry a funkce specializovaného integrovaného obvodu ADS1292, který je ústředním prvkem této práce. Cílem její praktické části, popisované v následujících kapitolách, je implementace hardwarových a softwarových prostředků pro měření a záznam EMG signálu do reálného funkčního zařízení s názvem DataLogger.



Obrázek 10: Měření lokální svalové zátěže pomocí zařízení DataLogger. [35]

3.1 Měřicí zařízení DataLogger

Zařízení DataLogger je výsledkem realizovaného projektu výzkumného týmu Fakulty managementu a ekonomiky Univerzity Tomáše Bati ve Zlíně, na němž se podílela vedle jiných subjektů i Katedra kybernetiky a biomedicínského inženýrství Fakulty elektrotechniky a informatiky Vysoké školy báňské. Přístroj je určen pro monitorování lokální svalové zátěže přímo z prstů a dlaní rukou pomocí speciálně vytvořené rukavice, obsahující sestavu tlakových, pohybových a polohových senzorů (Obrázek 10). Své uplatnění může najít zejména při vykonávání ergonomických měření na pracovištích, kde je zvýšené riziko vzniku nemocí z povolání a zdravotních komplikací vlivem intenzivního namáhání rukou častými pohyby ve zvýšené svalové zátěži. Příkladem takového problému je v dnešní době civilizačních chorob často se vyskytující syndrom karpálního tunelu. Zařízení bylo pro uvedený účel testováno v provozních podmínkách výrobních i nevýrobních podniků a následně v roce 2017 patentováno Úřadem průmyslového vlastnictví. [35]

Reálným podmínkám, ve kterých bylo zařízení testováno a je předpokládáno i jeho praktické využití, jsou uzpůsobeny jeho parametry: Má co nejmenší rozměry, analogové vstupní konektory pro připojení měřicích svodů, microSD port pro paměťovou kartu k uložení pořízeného záznamu a USB rozhraní pro případnou komunikaci a online přenos dat do počítače. Napájení přístroje je možno uskutečnit

spínaným síťovým zdrojem v rozsahu 7-20 V stejnosměrného napětí a minimálně 500 mA, případně je na zařízení k dispozici pouzdro pro čtyři 1,5V baterie typu AA k zajištění absolutní mobility. Vstupní napětí je regulováno DC-DC měničem TPS54231 od výrobce Texas Instruments na napětí 3,3 V. Zařízení je také vybaveno hlavním vypínačem, tlačítky pro spuštění měření a vytvoření značek v záznamu a indikačními diodami, signalizujícími stav měření a upozornění na odpojení konektorů pro měření.

Rozšíření zařízení o funkci měření povrchového EMG signálu, které je cílem této diplomové práce, bylo navrženo již v původním projektu vývoje DataLoggeru, čemuž odpovídá jeho technická dokumentace i realizovaná deska plošných spojů. Účelem tohoto typu měření v rámci zařízení je akvizice referenčních dat obvykle používanou metodou povrchové elektromyografie, které mohou poskytovat přímé srovnání se záznamy z primárně využívaných snímacích rukavic, případně doplnění dalších podkladů pro ergonomickou diagnostiku svalové zátěže [35]. Příslušné obvody pro měření EMG však nebyly dosud prakticky realizovány. Tato práce tudíž využívá DataLogger nejen jako určitý záměr pro zadání tématu, ale také jako základní nástroj pro realizaci praktické části. Na jejím počátku bude provedeno doplnění DPS chybějícími prvky podle revidovaného původního schématu, realizace svodů pro spojení zařízení s tělem vyšetřovaného a příprava zařízení pro implementaci softwarové části řešení.

3.1.1 MCU jednotka NXP Kinetis MK20FX512VLQ12

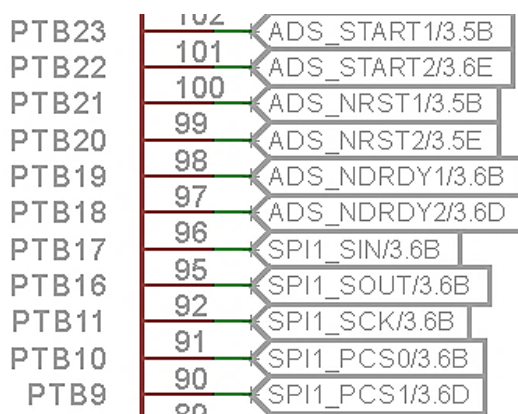
Řídicím prvkem zařízení DataLogger je mikrokontrolerová jednotka, patřící do skupiny integrovaných čipů Kinetis K20 výrobce NXP Semiconductors. Jádrem těchto jednotek je ARM Cortex-M4 s hodinovým kmitočtem až 120 MHz a rozsahem 32 bitů. Jedná se o velmi rozšířený MCU čip v embedded systémech, který, díky své široké nabídce analogových, komunikačních, časových a kontrolních periférií, vysokému výkonu při nízké spotřebě energie i přijatelné ceně, nachází uplatnění u mnoha zájemců z průmyslu i například zdravotnictví. Poskytuje 10 režimů optimalizace spotřeby energie a výkonu podle výkonnostních a časových potřeb periférií. Co se týče paměťové kapacity, je v tomto provedení k dispozici 512 kB paměti flash, 128 kB SRAM, 16 kB paměti EEPROM pro systémová data a dalších 512 kB hybridní FlexMemory pro uložení programového kódu, dat nebo systémové zálohy. Mikrořadič MK20 dále obsahuje mimo jiné čtyři 16bitové analogově-digitální převodníky, které jsou využívány primárními svody DataLoggeru, vlastní napěťovou referenci, 100 vstupně-výstupních pinů GPIO a řadu komunikačních modulů pro připojení periférií nebo externích zařízení přes USB, UART, I2C nebo rozhraní SPI, které využívá jak modul paměťové karty, tak obvod ADS1292. Jednotka MCU podporuje taktéž registry JTAG (Joint Test Action Group) standardu pro testování funkce obvodů a programování pamětí a procesorů, k připojení počítače pro účely programování a debugingu tak lze využít sondu P&E Micro USB Multilink. Tělo čipu je ve 144vývodové verzi LQFP. [27]

3.1.2 Periferie pro měření EMG signálu obvodem ADS1292

Při návrhu desky plošných spojů (DPS) pro záznamové zařízení již bylo počítáno s možností rozšíření DataLoggeru o periférii mikrokontroleru, zajišťující širší možnosti měření EMG z dalších částí těla. Pro tuto měřicí část zařízení bylo v původní dokumentaci projektu navrženo použití dvou integrovaných obvodů ADS1292, sdílejících pro komunikaci s MCU jednotkou společnou sběrnici SPI. V kapitole 2.2.3 byly popsány signály, které obecně realizují toto komunikační rozhraní, a jejich funkce. V případě použití dvou frontendů ADS jsou k mikrokontroleru fungujícímu v komunikaci jako *master*

připojeny dvě zařízení typu *slave*, proto je na desce spojení realizováno pěti cestami: oběma čipy ADS sdílené signály SCLK, MOSI (na obvodu ADS1292 datový vstup DIN, na MCU označen jako SOUT) a MISO (na ADS datový výstup DOUT, na mikrokontroleru SIN), a poté signály *Chip Select* pro každý čip samostatně.

Vedle standardů komunikačního rozhraní je nicméně pro správnou funkci obvodu ještě nezbytné zajistit propojení s mikrokontrolerem skrze specifické signály integrovaného obvodu ADS. V první řadě se jedná o již zmíněný signál *Data Ready* ($\overline{\text{DRDY}}$), indikující svou sestupnou hranou stav nových naměřených a převedených dat, která jsou připravena k přenosu. Každý A/D převodník může tento stav signalizovat samostatně, do mikrokontroleru jsou proto na pin GPIO jako vstup externího přerušení přivedeny oba tyto signály. Naopak jako výstup mikrokontroleru jsou pro každý z integrovaných obvodů ADS1292 konfigurovány dva signály, sloužící k jeho samotnému řízení. První z nich je přiveden na pin *Power-Down and Reset* ($\overline{\text{PWDN/RESET}}$), jehož uvedením do nulové úrovně po dobu minimálně jedné periody interního modulátoru dojde k resetu obvodu a jeho opětovnému nastavení do výchozího stavu. Pokud je však nulový puls delší, než 512 těchto period, je integrovaný obvod úplně vypnut. Druhým signálem je ovládán pin START, kterým je možné spouštět a zastavovat konverzi dat. Při souběžné činnosti obou obvodů je možné využít jen jeden signál START a jím tak synchronizovat průběh konverze dat těchto zařízení. Pro účel výběru, zda bude jeden z obvodů synchronizován vlastním nebo společným signálem, je na desce vytvořen jednoduchý přepínač, tzv. *jumper*. [21] Všechny uvedené signály jsou v původním schématu DataLoggeru na MCU konfigurovány na interním Portu B, jak je patrné na obrázku (Obrázek 11).

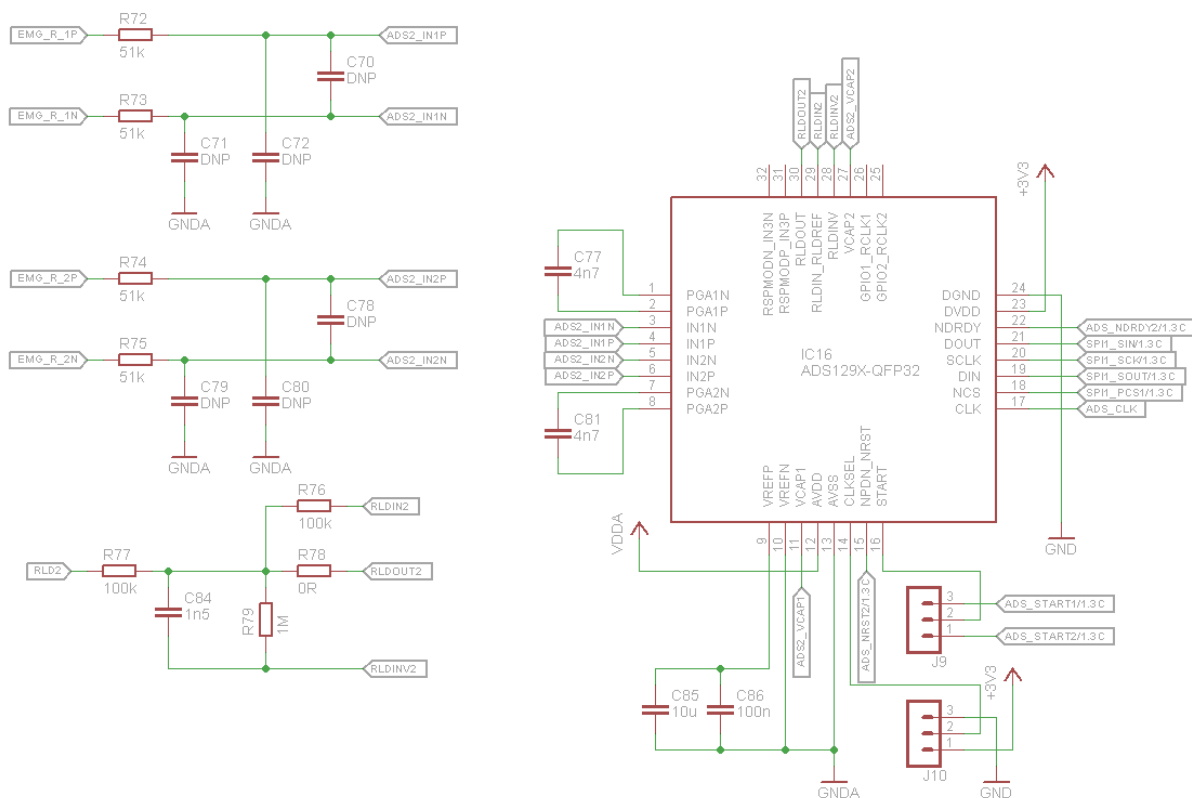


Obrázek 11: Vstupy a výstupy mikrokontroleru K20 pro řízení a komunikaci s obvodu ADS1292 (Vyjmuto z původního schématu zařízení DataLogger).

Při použití dvou identických integrovaných obvodů pro simultánní operace jsou v jejich konfiguracích k dispozici možnosti, jak je efektivně kaskádově spojit a zajistit tak jejich přesnost, nižší spotřebu a zamezit rizikům desynchronizace vlivem odlišných odchylek. Toto vzájemné propojení je proto pro dosažení požadované součinnosti velmi doporučeno. V kapitole 2.2.2 bylo popsáno, že takto lze mezi zařízeními propojit zdroj hodinového signálu CLK, napěťové reference VREF i signál pro odvození signálu pro zpětnovazební obvod RLD. Návrh plošného spoje počítá s kaskádovým zapojením zdroje hodinového taktování, protože jsou piny CLK obou zařízení vzájemně propojeny. Pro sdílení signálu

generovaného jedním z obvodů je nutné tento obvod nakonfigurovat při inicializaci příslušným pinem v registru *CONFIG2*, druhé zařízení pak lze nastavit pro příjem externího hodinového signálu volbou nulové logické úrovně na pinu *CLKSEL* příslušným přepínačem, umístěným na desce zařízení podobně, jako u signálu *START*.

Na schématu (Obrázek 12) je znázorněn jeden z obvodů ADS1292 a zapojení jeho vstupů a výstupů. Jedná se o druhý obvod v případné kaskádě, tudíž jsou u něj navrženy přepínače (*jumpers*) pro signály *START* a *CLKSEL*, jak bylo vysvětleno výše. Digitální napájení je připojeno na měničem zpracované napětí 3,3 V, analogový napájecí zdroj obvodu je od tohoto napětí veden přes feritové korálky, zamezující pronikání vysokofrekvenčního rušení. Každý z analogových vstupů zařízení je přes ochranný rezistor veden na příslušný pin konektoru D-SUB typu DE-9 pro připojení měřicích elektrod. Jeden pin je dále vyhrazen pro elektrodu napájení pravou nohou, která je k ADS čipu připojena přes část obvodu, realizující odporový dělič pro opětovné připojení signálu *RLD* na vstup *RLDIN* a také zpětnovazební RC kombinaci integrovaného *RLD* zesilovače. Tyto vstupně-výstupní části, stejně jako další prvky na vývodech čipu, byly navrženy v rámci předchozího vývoje zařízení *DataLogger*. Jejich zapojení a navržené parametry byly před osazením ověřeny s ohledem na doporučení v datasheetu, případně také v referenčním manuálu demonstrační sestavy pro vývoj zařízení ke měření EMG signálu, osazené čipem ze skupiny *ADS1x9x* firmy Texas Instruments [28].

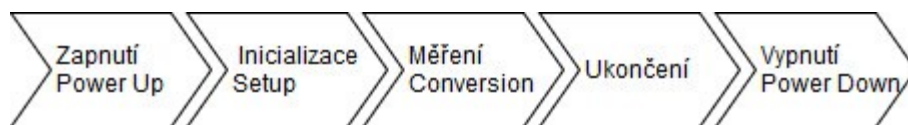


Obrázek 12: Výstřižek schématu, znázorňující zapojení integrovaného obvodu ADS1292 a jeho analogových vstupních částí. Schéma bylo vytvořeno v rámci projektu *DataLogger*, celá část obvodu pro měření EMG s čipy ADS1292 je uvedeno v příloze B.

Na základě uvedených skutečností o fungování čipů ADS1292 byly podle schématu a rozložení desky plošných spojů, vytvořených v předchozí fázi realizace projektu, osazeny chybějící prvky, jejichž seznam je uveden v příloze A. Zařízení tak bylo uvedeno do funkce schopného stavu, pro možnosti vývoje a testování bylo ještě doplněno testovacími body na vývodech komunikace mezi MCU a měřícím zařízením. Rozšířená původní dokumentace, týkající se části zařízení pro měření EMG signálu, je uvedena v příloze B (viz Seznam příloh).

3.2 Komunikace MCU a ADS1292

Z hlediska funkčnosti obvodu ADS1292 v rámci provozu zařízení DataLoggeru lze jeho činnost definovat v pěti krocích: Uvedení do stavu zapnutí, inicializace a nastavení požadované konfigurace registrů, spuštění a průběh samotného měření, a následně pak ukončení měření a vypnutí obvodu. Komunikace a řízení při všech těchto fázích probíhají výše popsanou realizací sběrnice SPI nebo výstupními porty mikrokontroleru, připojenými na určené piny obvodu ADS.



Obrázek 13: Fáze činnosti obvodu ADS1292 pro měření záznamu EMG.

3.2.1 Zapnutí a inicializace obvodu

Po připojení zdroje napájení k desce zařízení a sepnutí hlavního vypínače je k frontendům ADS1292 dodáváno analogové i digitální zdrojové napětí. Ve výchozím stavu je však na piny $\overline{\text{PWDN/RESET}}$ obvodů (porty B 20 a 21 mikrokontroleru, Obrázek 11) přiváděna logická úroveň 0, což je udržuje ve vypnutém režimu. Pin CLKSEL, sloužící k ovládání interního generátoru hodinového signálu, je u primárního obvodu trvale připojen ke zdroji digitálního napájení a je tak zvolen interní zdroj. Kaskádově připojenému obvodu bude hodinový signál dodáván externě z prvního zařízení, přepínač u pinu CLKSEL je tedy nastaven na nulu, stejně jako *jumper* pro signál START, aby oba čipy byly synchronizovány jedním impulsem. Ten je po zapnutí *loggeru* také v logické nule.

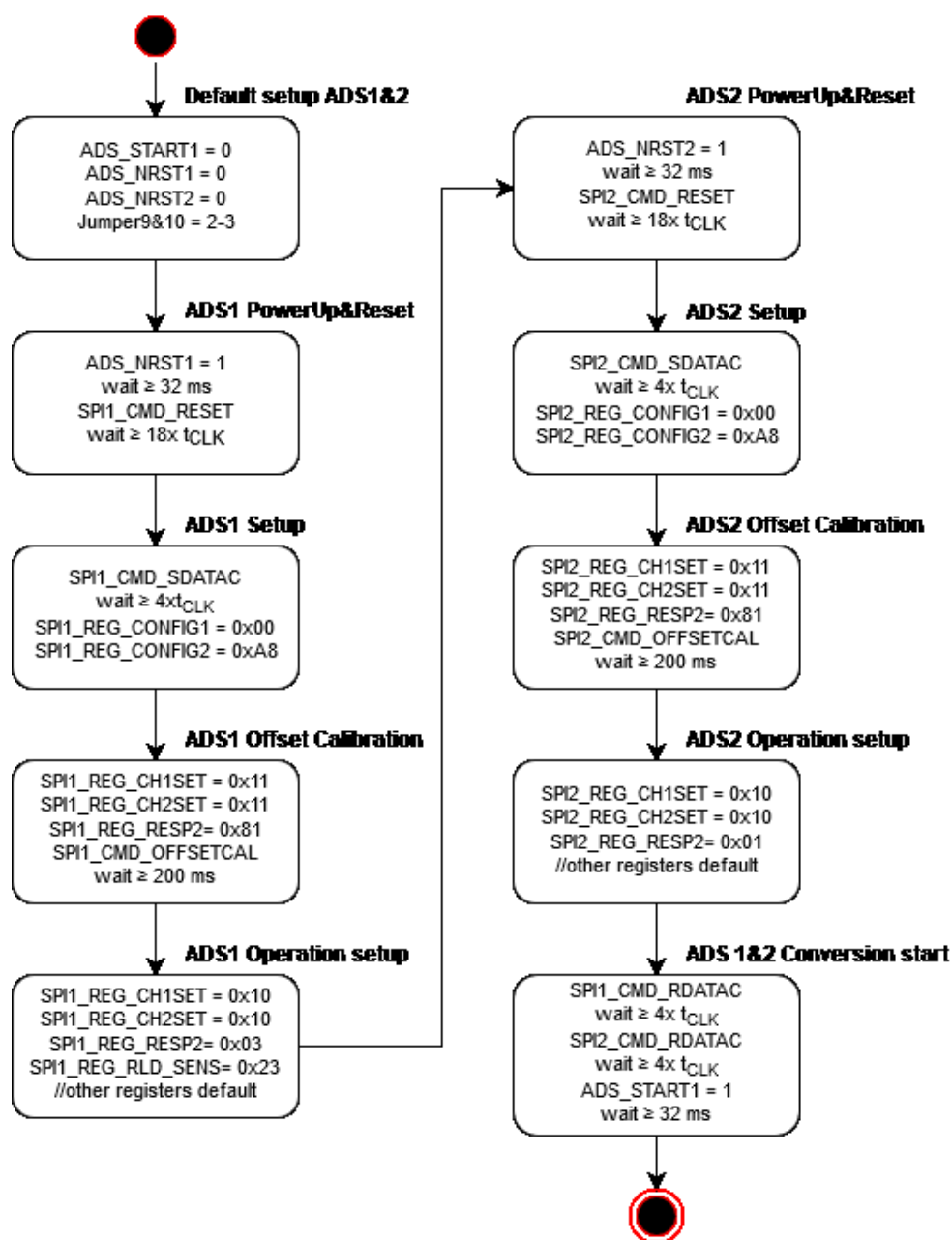
Je nutné, aby celý proces zapnutí a inicializace respektoval časové, technické i formální nároky obvodu, proto byl podle pokynů v technické dokumentaci [21] sestaven diagram počátečních úkonů pro zahájení měření (Obrázek 14). Obvody jsou nastavovány postupně za sebou. Pro konfiguraci frontendu byla výrobcem nadefinována sada řídicích příkazů, obsluhující nastavení systému a parametry konverze (Tabulka 2). Příkazy se z MCU jednotky posílají do zařízení rozhraním SPI. Zpracování a provedení příkazu obvodem vyžaduje určitou časovou prodlevu, která je rovna 4násobku periody hodinového signálu. Při použití interního oscilátoru o kmitočtu $f_{CLK} = 512 \text{ kHz}$ je tento čas mezi koncem jednoho bytového příkazu a koncem následujícího roven $7,8125 \mu\text{s}$. Protože při posílání vícenásobného příkazu není možné realizovat zpoždění, musí odeslání jednoho bytu trvat minimálně tento uvedený čas. Z uvedeného tak vyplývá, že pro zápis do registrů je možné použít frekvence SCLK maximálně 1024 kHz , tedy dvojnásobek hodinového kmitočtu. Při samotném přenosu dat již může být frekvence

vyšší. Pokud je příkaz složen z více bytů, je také důležité, aby byl signál *Chip Select* v pozici 0 celou dobu trvání přenosu. [21]

Tabulka 2: Přehled řídicích příkazů obvodu ADS1292. U příkazů RREG a WREG následuje za dvěma řídicími byty příslušný počet čtených, resp. zapisovaných dat. [21]

| Příkaz | Popis | Hodnota |
|-----------|---|------------------------|
| WAKEUP | Probuzení zařízení z pohotovostního režimu | 02h |
| STANDBY | Uvedení zařízení do pohotovostního režimu | 04h |
| RESET | Obnovení výchozího nastavení | 06h |
| START | Zahájení měření, synchronizace více zařízení | 08h |
| STOP | Ukončení měření | 0Ah |
| OFFSETCAL | Kalibrace napětíového rozdílu mezi kanály | 1Ah |
| RDATAC | Volba kontinuálního režimu čtení dat | 10h |
| SDATAC | Přerušování kontinuálního režimu záznamu | 11h |
| RDATA | Režim čtení dat na vyžádání příkazem | 12h |
| RREG | Vyčtení hodnot zapsaných v x registrech umístěných na adrese y (Hodnota n je rovna počtu registrů x minus 1) | 001y yyyy 000n nnnn |
| WREG | Zápis konfigurace do x registrů umístěných na adrese y | 010y yyyy 000n nnnn |

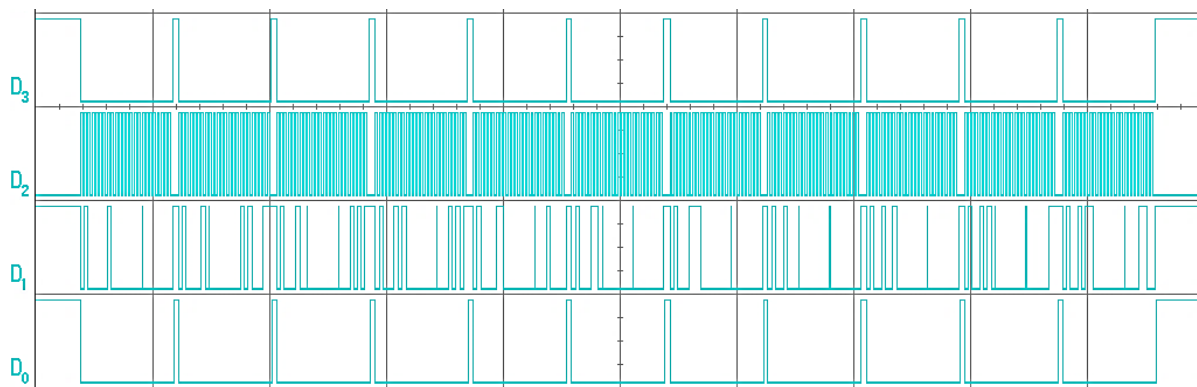
Prvním krokem zahájení procesu komunikace je tedy nastavení pinu $\overline{\text{PWDN/RESET}}$ do logické úrovně 1, na což navazuje doba minimálně 32 ms čekání na ustálení napájecího napětí a činnosti oscilátoru, generujícího hodinový signál. Tento časový interval je odvozen jako 2^{12} násobek periody kmitočtu modulátoru ($f_{MOD} = 128 \text{ kHz}$). Následuje obnovení výchozího nastavení konfiguračních registrů obvodu odesláním příkazu RESET, eventuálně je možné použít pin $\overline{\text{PWDN/RESET}}$ a jeho přepnutí do polohy 0 na dobu minimálně $4 t_{CLK}$, tedy $7,8125 \mu\text{s}$ (pokud by však signál nebyl přepnut zpět do logické polohy 1 do 4 ms, dojde k vypnutí obvodu). K obnovení výchozích stavů obvodu dojde za 18 period hodinového signálu (přes $35 \mu\text{s}$) a zařízení se nastaví do režimu kontinuálního přenosu dat. Pokud by byl v tuto chvíli signál START přepnut do hodnoty 1 (nebo byl odeslán příkaz START), začal by obvod generovat naměřená data o výchozí frekvenci 500 vzorků za sekundu. Aby bylo možné zapisovat do registrů, musí být režim RDATAC deaktivován odesláním příkazu SDATAC. Poté je již zařízení připraveno ke konfiguraci.



Obrázek 14: Diagram úkonů pro zapnutí a inicializaci měření obvodů ADS1292.

Znázorněné schéma uvádí integrované obvody do režimu měření reálného signálu, přivedeného na analogový vstup zesilovače. Prvním nastavovaným registrem je *CONFIG1*, kde se kombinací příslušných bitů dá zvolit vzorkovací frekvence (pro první měření je nastavena 125 vzorků/sekundu). V dalším registru *CONFIG2* je bitem *PDB_REFBUF* zvoleno použití interní napěťové reference a dále je bitem *CLK_EN* interní signál oscilátoru nasměrován na pin *CLK* jako výstup pro účely externího zdroje hodinového signálu druhého obvodu v kaskádě. V tomto kroku je také pro otestování funkčnosti obvodu k dispozici aktivování generátoru testovacího signálu a jeho frekvence (možností je stejnosměrný signál nebo frekvence 1 Hz). V následujícím kroku je v nastavení kanálů zvoleno jednotkové zesílení a vstup je zkratován pro potřeby kalibrace vstupního offsetu kanálů. Kalibrační mód je zvolen

bitem v registru *RESP2* a samotná kalibrace pak provedena odesláním příkazu *OFFSETCAL*. Následuje prodleva min. 200 ms, po které je kalibrace dokončena. Po provedení kalibrace, nutné po každé změně zesílení měřících kanálů, jsou vstupní multiplexory kanálů nastaveny zpět do normálního režimu (eventuálně připojeny k testovacímu signálu), v registru *RESP2* je deaktivován kalibrační signál a bitem *RLDREF_INT* zvolena vnitřní napěťová reference pro zesilovač obvodu napájení pravou nohou. Bity 0,1 a 5 registru *RLD_SENS* je nakonec aktivován obvod RLD a pro odvození tohoto signálu jsou zvoleny oba vstupy prvního kanálu. Ostatní registry mohou zůstat ve výchozím nastavení a není nutné je znovu přepisovat.



Obrázek 15: Záznam sekvence zápisu do konfiguračních registrů zařízení na digitálním osciloskopu. D0 – DOUT, D1 – DIN, D2 – SCLK, D3 – \overline{CS} . Signály DIN a DOUT jsou při neaktivitě ve stavu log. 1, se sestupem signálu *Chip Select* se přepínají do nulové polohy.

Jakmile je dokončena inicializace prvního obvodu, může být nastaven druhý ze sestavy, přičemž jednotlivé kroky inicializace jsou téměř totožné. Pouze pro polohování pinu $\overline{PWDN/RESET}$ a výběr zařízení *slave* signálem \overline{CS} při SPI komunikaci je nutné ovládat ty výstupy mikrokontroleru, které jsou vedeny k sekundárnímu obvodu ADS1292. Při použití obou čipů by také mělo být dostačující využití pouze jedné napájecí RLD elektrody, obvod RLD druhého obvodu a jemu příslušné bity v registrech *RESP2* a *RLD_SENS* proto mohou být vypnuty. Posledním krokem před zahájením datového převodu je opětovné nastavení obvodů do kontinuálního režimu *RDATAC* odesláním příslušného příkazu. Tímto jsou obě zařízení připravena, aby mohlo být zahájeno měření přepnutím sdíleného signálu *START* do polohy logické 1, a část inicializace je tím ukončena.

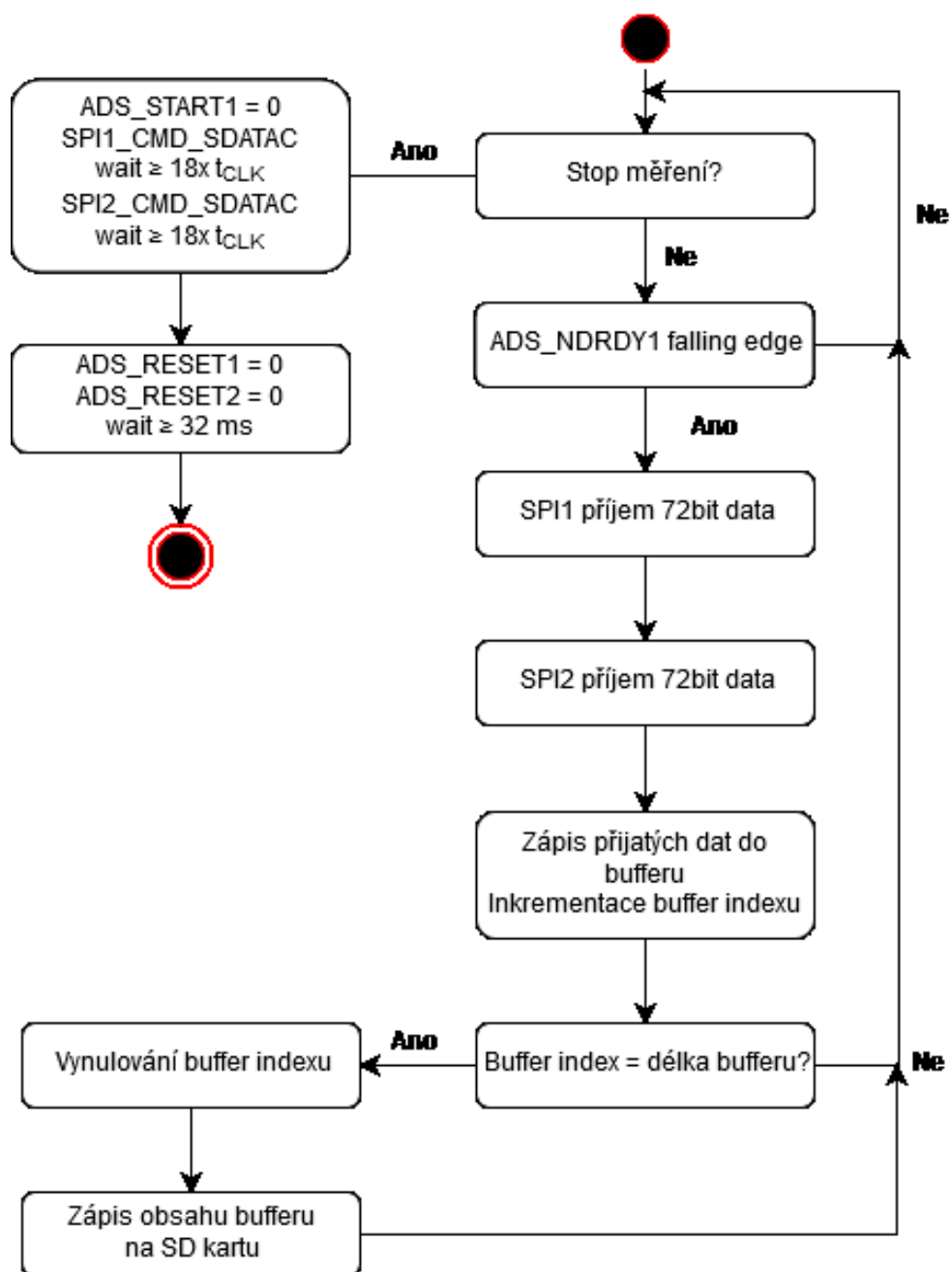
3.2.2 Průběh měřícího cyklu

Přepnutím signálu *START* do aktivní polohy dojde zároveň ke stejné změně i u signálů \overline{DRDY} , označujících svou sestupnou hranou, že jsou k dispozici nová data. Mezi zahájením měření a první indikací naměřených dat je ovšem nutné vyčkat na ustálení převodníku a decimálního filtru, aby byly schopny relevantního převodu hodnot. Nejnížší potřebná hranice této čekací doby se odvíjí úměrně od vzorkovací frekvence měření, čím nižší je kmitočet, tím delší musí být. Pro datový tok 125 vzorků za sekundu časový interval odpovídá alespoň 4100násobku periody modulátoru, což je 32 ms.

Po uplynutí této doby přechází obvody do režimu kontinuálního měření, převodu a odesílání dat, jehož diagram je znázorněn na obrázku (Obrázek 16). Protože jsou signály $\overline{\text{DRDY}}$ obou obvodů synchronizované, stačí pouze u jednoho z nich sledovat změnu logické úrovně na hodnotu 0, která vyvolá externí přerušování obvyklé činnosti jednotky MCU. Jakmile tato situace nastane, mikrokontroler je instruován změnit signál $\overline{\text{CS}}$ do logické nuly nejprve u primárního obvodu ADS, kterému je následně po lince SCLK dodáno 9 sérií po 8 hodinových cyklech s nastaveným kmitočtem SPI komunikace. Dojde tím k přesunu 72 bitů dat (viz formát dat v kapitole 2.2.3) z odesílacího bufferu frontendu na datovou linku MISO, ze které je jednotka MCU přijme a uloží do operační paměti. Po ukončení tohoto přenosu, návratu $\overline{\text{CS}}$ do vysoké úrovně a uvolnění SPI sběrnice může být stejným způsobem proveden příjem dat z druhého obvodu. Všechny 18 přijatých bytů pak mikrokontroler uloží do předem vytvořeného bufferu v datové paměti na určitou pozici, která je označena indexem. Tento ukazatel musí být následně inkrementován, aby nedošlo k přepsání dat při příštím uložení. Datový buffer má omezenou kapacitu, definovanou při jeho inicializaci, aby neobsadil příliš paměti mikrokontroleru. Index pozice uložení tak kromě řízení zápisu dat slouží i pro kontrolu obsazení zásobníku. Pokud má po své inkrementaci hodnotu nižší, než je stanovená velikost bufferu (indexace začíná od 0), vrací se cyklus do stavu čekání na následující znamení signálu *Data Ready*, že je k dispozici další série dat. Dosáhne-li ale na konci měřicího cyklu hodnoty širší datového zásobníku, je index vynulován a buffer musí být vyprázdněn přepisem jeho obsahu do souboru na paměťové kartě.

Signalizace přerušování *Data Ready* se objevuje pravidelně v intervalech nastavené vzorkovací frekvence, přičemž v rámci jednoho intervalu by měl být proveden přenos dat z obou měřicích obvodů a veškeré další potřebné kroky. Pokud nedojde k této obsluze přerušování, signál *Data Ready* zůstává v nízké logické úrovni až do uběhnutí přibližně 4 period taktovacího kmitočtu CLK, kdy se vrací zpět do polohy 1. Tento jev však značí, že výstupní buffer obvodu ADS1292 nebyl vyprázdněn, což může vést k přepsání aktuálního vzorku novým a následkem toho ke ztrátě, případně znehodnocení dat chybou. Stejný případ může také nastat, pokud se následující přerušování objeví ještě v době, kdy jsou ze zařízení čtena data předchozí. Je proto důležité, aby tyto dvě nesprávné reakce programu na příznak přerušování během měření ideálně vůbec nenastaly.

Kdykoli je během probíhajícího měření dat řídicím programem přijat příkaz pro zastavení měření, procesor nejprve dokončí aktuální průběh cyklu měření a ukládání dat, aby nedošlo k jejich ztrátě. Testování podmínky, zda je požadováno zastavení a ukončení činnosti měřicích obvodů, se proto nachází bezprostředně ve smyčce čekání na sestupnou hranu signálu $\overline{\text{DRDY}}$. Generování přerušování touto sestupnou hranou lze zastavit přepnutím signálu START do logické úrovně 0. Dále může následovat ukončení kontinuálního režimu odesláním řídicího příkazu SDATAC a uvedení obvodů do režimu nízké spotřeby příkazem STANDBY, ze kterého může být dalším příkazem WAKEUP zase uveden do pracovního režimu. Protože je ale předpokládáno, že bude následovat úplné vypnutí zařízení, je v diagramu implementován přesun signálů RESET do hodnoty 0, kdy po přibližně 32 ms dojde k úplnému vypnutí.



Obrázek 16: Diagram průběhu měřicího cyklu.

4 Implementace řešení v jazyce C

Vývoj softwarové části řešení této práce probíhal v několika fázích. V první etapě byla použita vývojová platforma FRDM-K64F, obsahující MCU jednotku MK64 ze stejné K série mikrokontrolerů jako v zařízení osazená K20. Za použití vývojového prostředí Kinetis Design Studio a pro daný procesor specializovaného Software Development Kitu, balíku driverů, softwarových základů a příkladů aplikací, bylo na této platformě testováno fungování modulu SPI zařízení K série a způsob realizace komunikace na tomto rozhraní. Po osvojení principů návrhu aplikace pro SPI komunikaci a její struktury v programovacím jazyce C byl v další fázi ověřen formát sériového komunikačního rozhraní na straně periferního zařízení, frontendu ADS1292. Pro tento účel byla použita demonstrační sestava pro vývoj zařízení podobného typu ADS1298ECG-FE od firmy Texas Instruments a k ní poskytovaná konfigurační a uživatelská aplikace pro prostředí PC. K dostupným vývodům čipu, které se podílí na komunikaci a přenosu dat mezi mikrokontrolerem a periferií, byly připojeny sondy digitálního osciloskopu a obvod byl pomocí aplikace nakonfigurován do kontinuálního měření dat za použití interního testovacího signálu, připojeného do jednoho měřicího kanálu. Po spuštění převodu byl na osciloskopu sledován přenos dat po sběrnici a chování klíčových signálů $\overline{\text{DRDY}}$ a START (Obrázek 17).

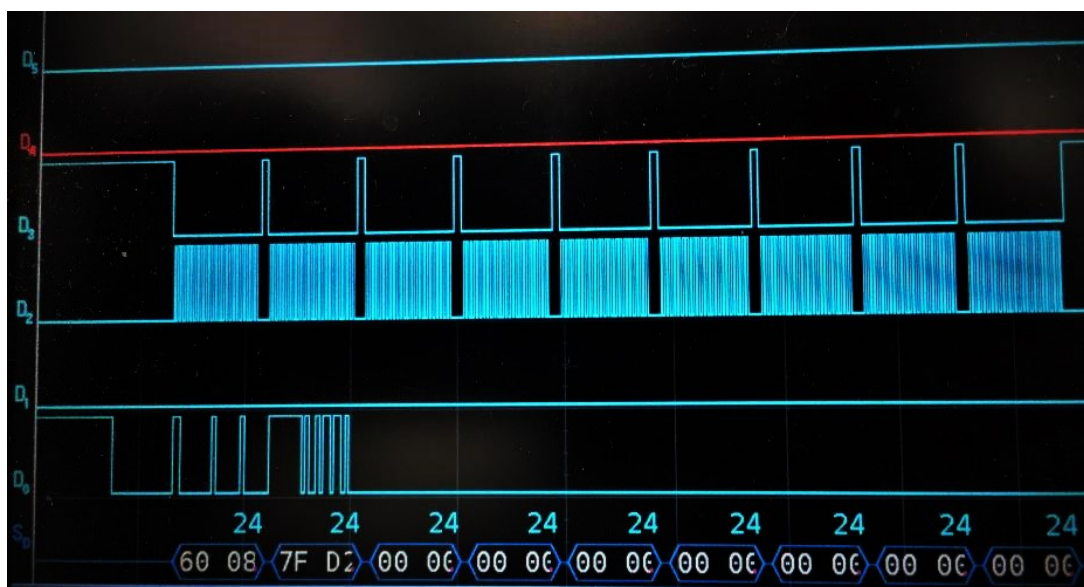
4.1 Konfigurace zařízení v Processor Expert

Po provedení úvodních stádií a osazení desky plošných spojů potřebnými komponenty bylo možné přejít do fáze vývoje embedded softwaru pro konkrétní prototyp zařízení. Protože pro použitý procesor z řady K20 není možné od výrobce získat balíček elementárních funkcí a driverů (Software Development Kit), bylo pro zajištění této podpory nutné zvolit jiný vývojový nástroj. Jako nejvhodnější bylo zvoleno použití a rozšíření již vytvořeného software pro ostatní části zařízení DataLogger, který je vyvinut v prostředí CodeWarrior firmy NXP Semiconductor, integrujícím fáze editace, kompilace i ladění programu. Ve vývojovém prostředí je k dispozici konfigurační nástroj Processor Expert, který po zvolení konkrétního mikrokontroleru poskytuje úplnou kontrolu nad jeho konfigurací, nastavením parametrů procesoru i periferií. Ty je v Processor Expertu možné ovládat přidáním určitého komponentu do virtualizovaného procesoru, definicí jeho parametrů a volbou metod a událostí, které pro obsluhu periferie budou používány. Po dokončení nastavení je automaticky vygenerován kód, obsahující všechny elementární funkce a postupy pro ovládání jednotky MCU v podobě obslužných funkcí, které uživatel dále využívá pro přístup při vývoji aplikace. Pro doplnění software zařízení o funkci měření EMG signálu čipy ADS byly vytvořeny komponenty SPI1Master, ADS_NRST1 a 2, ADS_START1 a 2 a také ADS_NDRDY1 a 2.

Komponent SPI1Master je řídicím prvkem komunikace. Poskytuje možnost přiřadit signály komunikace k určitým vstupně-výstupním pinům čipu a definovat sady atributů komunikace jako je nastavení hodinového kmitočtu, nutných časových zpoždění, velikosti přenášeného slova a pořadí bitů v něm, polarity a fáze hodinového signálu. Z nich je pak možné při použití vytvořených funkcí vybírat volbou příslušného indexu, podobně jako z vytvořené sady signálů *Chip Select* a jejich polarity. Jsou-li tyto signály definovány, stačí použití obslužné metody komponentu pro odeslání (*SendBlock*) nebo příjem dat (*ReceiveBlock*) a signál *Chip Select* je řízen automaticky. Vedle těchto dvou metod jsou pro tento

komponent generovány i funkce událostí *OnBlockSent* a *OnBlockReceived*, reprezentující příznak, že poslední zadaná komunikace byla provedena.

Komponenty ADS_NRST a ADS_START jsou charakteru GPIO, nastaveny jako výstupní signál z příslušného vývodu MCU jednotky. Jejich jedinými konfigurovanými parametry je výchozí hodnota po zapnutí (u všech stanovena na hodnotu 0) a povolení vytvoření metody *PutVal*, jenž nastaví na výstupu zvolenou hodnotu. Poslední vytvořené komponenty ADS_NDRDY jsou typu externí přerušení, jedná se proto o vstupní pin mikrokontroleru, na kterém je hlídán výskyt sestupné hrany signálu, při které je generována událost *OnInterrupt*.



Obrázek 17: Záznam přenosu dat po SPI sběrnici na sestavě ADS1298ECG-FE. První série jsou stavová data, druhá je datový vzorek. Ostatních 7 kanálů je ve stavu vypnuto (přenos nulových dat). Signál D4 a D5 ($\overline{\text{DRDY}}$ a START) se kvůli špatné dostupnosti vývodů pouzdra čipu nepodařilo dostatečně kvalitně zaznamenat.

4.2 Operační systém MQX Lite

Kromě volby a nastavení používaných periférií a definice parametrů procesoru poskytuje Processor Expert i výběr jádra operačního systému (tzv. *Kernel*), kterým může být daný mikrokontroler řízen. Software DataLogger využívá systému řízení v reálném čase (tzv. RTOS z angl. *Real-Time Operating System*) MQX Lite, verzi kernelu MQX zjednodušenou pro mikrokontrolery s omezenou paměťovou kapacitou. Díky zjednodušení může být snadno implementován jako Processor Expert komponent, a přitom stále zastávat řadu významných funkcí plnohodnotného RTOS operačního systému, zejména plánování využití času procesoru, synchronizaci souběžných procesů, multitasking nebo obsluha přerušení. Řízení programu tímto operačním systémem probíhá skrze předem definované úlohy, tzv. *tasky*, obsluhující konkrétní funkci nebo účelovou část programu. Tyto úlohy jsou definovány v prostředí Processor Expert před kompilací programu a každé úloze je přidělena určitá priorita, na jejímž základě pak RTOS rozhoduje o přidělení operačního času procesoru pomocí tzv. plánovače (*Scheduleru*). V činném stavu může být vždy pouze jedna z vytvořených úloh a pokud se jich v jednu chvíli přihlásí o přístup k procesoru více, je úkolem plánovače postupně tyto požadavky vyřídit. Uvedení úlohy do

aktivního stavu se řídí její prioritou, za níž následuje fronta řazená pravidlem FIFO (*First In First Out*). V aktivním stavu je tak *task* na prvním místě fronty úloh s nejvyšší prioritou, kterému je přidělen čas procesoru až do doby, než vykoná svou činnost a dobrovolně přístup ukončí, ve frontě se objeví úloha s vyšší prioritou nebo dojde k přerušení s vyšší prioritou. [29]

Dalšími významnými synchronizačními prvky MQX Lite, podílejícími se na řízení průběhu více úloh, jsou semaforey (*Lightweight Semaphores*) a události (*Lightweight Events*). Semafor má na starosti sladění přístupu k určitému zdroji nebo proměnné, která je sdílená více úlohami a současný přístup k nim by mohl vést k fatálnímu pádu programu, synchronizaci určité aktivity, na které se podílí zároveň dvě úlohy, nebo signalizaci nastalé události. Způsob sladění činnosti pomocí událostí využívá fronty, do které se úlohy řadí a čekají na splnění určitých podmínek v neaktivním stavu. Jakmile dojde činnosti jiné úlohy nebo přerušení ke splnění nějaké z podmínek, je první úloha v příslušné frontě přeražena do fronty FIFO a čeká na přístup k procesoru. Ostatní úlohy ve frontě čekají na následující případ splnění podmínky. [29]

4.3 Úloha `task_ads`

Pro obsluhu měření a záznamu EMG signálu byla vytvořena samostatná úloha **`task_ads`**, které byla přidělena taková priorita, aby nebyl narušen potřebný průběh ostatních funkcí programu zařízení. Zajištění její funkční implementace v rámci programového celku zařízení také vyžadovalo doplnění některých již existujících úloh, obstarávajících zejména součinnost s hardwarovými prvky měřicího přípravku. Jednalo se o úlohy **`task_init`**, obstarávající inicializaci všech v operačním systému MQX definovaných úloh programu po zapnutí zařízení, **`task_cmd`**, uskutečňující reakci na spuštění/zastavení měření určeným tlačítkem, dále **`task_card`**, realizující interpretaci naměřených hodnot v datovém zásobníku z formátu dvojkového doplňku do čísla desítkové soustavy a komunikaci pro přepis dat na paměťovou kartu, a nakonec **`task_ind`** pro signalizaci probíhajícího měření LED diodami, osazenými na desce zařízení. Všechny tyto soubory byly rozšířeny podle vzoru dříve vytvořených úloh pro obsluhu jiných periférií zařízení, aniž by byla změna jejich funkčnosti. V souboru **`meas_form`**, obsahujícím definici datové struktury `MEAS_FORM_DATA`, ve které se do datového bufferu ukládají výsledky z původních metod měření, byl vytvořen datový typ pro zápis hodnot EMG, vyčtených z registrů obvodů ADS1292. Podle výstupního formátu dat (uvedeného v kapitole 2.2.3) se při měření dvěma čipy v jednom vzorku dat nachází (v pořadí od nejvýznamnějšího bitu) nejprve 24 stavových bitů prvního obvodu, následovaných sadou 24 bitů z každého měřicího kanálu, a stejná posloupnost se opakuje pro druhý obvod. Dohromady má tedy jeden vzorek dat 144 bitů, které jsou ukládány po 3 bytech do proměnných typu **`signed int`**, jelikož dvojkový doplněk je znaménkový výraz.

4.3.1 Pomocná knihovna funkcí `ads_fw`

Protože komunikace s obvodem ADS1292 po SPI sběrnici je v rámci úlohy přirozeně často využívána, bylo pro přehlednost a stručnost hlavního programu v samostatném souboru **`ads_fw`** definováno několik uživatelských funkcí s uvedenou deklarací a účelem:

- `void ads_cmd_send(uint8_t cmd, bool cs_index)` — odeslání řídicího příkazu;
- `void ads_reg_write(uint8_t reg_add, uint8_t reg_config, bool cs_index)` — zápis dané konfigurace do registru obvodu umístěného na uvedené adrese;

- `void ads_reg_read(uint8_t *tmpbuf, size_t bufsize, uint8_t reg_add, bool cs_index)` — přečtení aktuální konfigurace daného registru;
- `void ads_meas_data_read(uint8_t *readbuf, size_t sizebuf, bool cs_index)` — vyčtení určitého počtu bytů dat ze zařízení typu *slave* a jejich uložení na adresu zastoupenou daným ukazatelem.

Pro použití komponentu SPIMaster je nejprve nutné vybrat index konfigurace komunikačních parametrů (v případě tohoto programu neměnná) a navázat komunikaci s požadovaným zařízením změnou logické úrovně příslušného signálu *Chip Select*, což v definovaných funkcích reprezentuje parametr **cs_index**. Sériový přenos dat po navázaném spojení se realizuje použitím páru zmíněných metod *ReceiveBlock* a *SendBlock*, které využívají další vstupní parametry funkcí jako velikost přijímaných dat, zápis hodnoty k odeslání nebo ukazatel na umístění, kam mají být přijatá data uložena. Po volání funkce *SendBlock* dochází k posunu stanoveného počtu bitů v registrech a program čeká, až funkce události *OnBlockReceived* neoznámí nastavením příslušného příznaku, že přesun dat byl ukončen. Deklarace stanovených uživatelských funkcí jsou spolu s vytvořenými makry řídicích příkazů a pevných adres konfiguračních registrů obvodu ADS1292 uvedeny v knihovně **ads_fw.h**, která je k programu **task_ads** připojena v jeho záhlaví.

4.3.2 Struktura úlohy a popis její činnosti

4.3.2.1 Stavová větev STOP

Tělo souboru **task_ads** tvoří funkce, volaná po spuštění zařízení hlavním vypínačem úlohou **task_init**. Model funkce je uveden na obrázku (Obrázek 18). Ve funkci se nachází neustále se opakující smyčka *while* se základním *switch-case* stavovým automatem této úlohy, označeným jako **TASK_ADS_STATE**. Tento přepínač je po zapnutí a inicializaci programu nastaven ve výchozím stavu **STOP** a pouze ověřuje podmínku, zda byl zaregistrován čekající příkaz, vyvolaný stiskem hardwarového tlačítka pro zahájení měření a s ním spojenou úlohou **task_ctrl**. Ta na podnět stisku tlačítka reaguje nastavením dvoustavové proměnné **TASK_ADS_CMD** do pozice **RUN**. Příznak čekajícího příkazu je vynulován a řídicí proměnná funkce *switch* je přepnuta do stavu **RUN**. Část kódu, ověřující výskyt příkazu a případně nastavující nový stav úlohy, je kvůli vlivu ostatních úloh na vyskytující se proměnné ošetřen synchronizačním semaforem, jak bylo vysvětleno v kapitole 4.2. Následuje fáze inicializace obvodů ADS1292, ve které je nejprve vynulován index pozice v datovém zásobníku. Signální proměnná **TASK_ADS_PHASE**, označující fázi úlohy **task_ads** vůči externímu přerušení $\overline{\text{DRDY}}$, je nastavena do pozice **INIT**, označující výchozí stav čekání na příznak přerušení. V dalším kroku je provedena samotná konfigurace obou čipů ADS v krocích, které jsou uvedeny v inicializačním diagramu (Obrázek 14). Zapnutí, reset obvodů a jejich nastavení řídicími příkazy a zápisy do registrů čipu přes rozhraní SPI byly sepsány do funkce `void ads_meas_init(bool cs_index)`, definované stejně jako jí využívané uživatelské funkce pro SPI komunikaci v souboru **ads_fw**. Díky jedinému vstupnímu parametru **cs_index** je možné tuto funkci použít pro nastavení obou čipů pouze s rozdílným indexem *Chip Select* signálu. Uvedení obvodů do režimu kontinuálního převodu a zahájení konverze dat přepnutím logické úrovně signálu **START** do stavu 1 je provedeno funkcí `void ads_meas_start(void)`, taktéž deklarovanou v knihovně **ads_fw**. Konstrukce *switch*

TASK_ADS_STATE je po tomto kroku opuštěna a v následujícím průběhu cyklu *while* je přepnuta do stavu RUN.

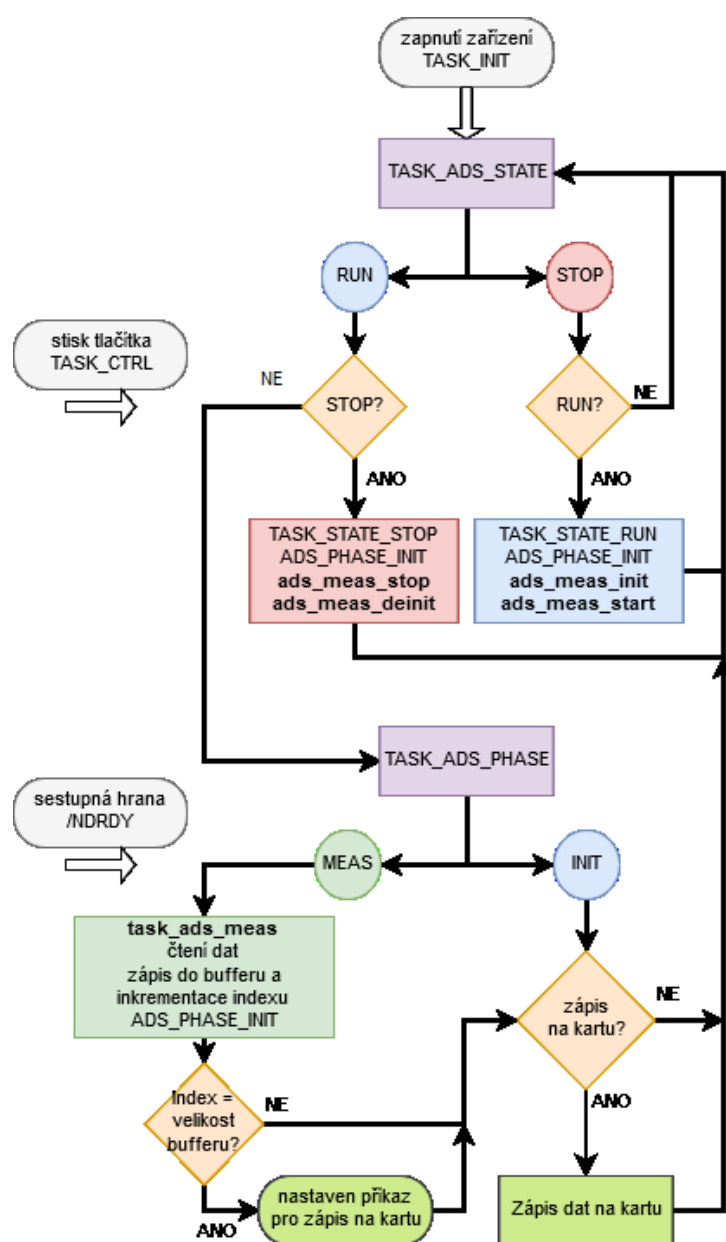
4.3.2.2 Stavová větev RUN

V části RUN stavového automatu TASK_ADS_STATE je v první fázi ověřeno, zda není následkem stisknutí tlačítka aktivní příkaz k zastavení měření. Pokud ano, probíhá obdobná obsluha přepnutí stavového automatu jako při spuštění měření, pouze řídicí proměnná je přepnuta do stavu STOP. Měření obvodu ADS je následně ukončeno přepnutím signálu START a režim nepřetržitého přenosu dat je zastaven odesláním řídicího příkazu do obou obvodů, které jsou poté vypnuty sepnutím signálu *Power Down* na hodnotu 0. Větev RUN je posléze opuštěna a probíhá výchozí cyklus *while* s automatem ve výchozím stavu STOP, dokud není tlačítkem znovu zahájeno měření, nebo není zařízení vypnuto hlavním spínačem. Na konci každého cyklu je uvolněn přístup k procesoru pro případ, že *scheduler* operačního systému má k přiřazení úlohu s vyšší prioritou. Není-li však ve stavu RUN vytvořen příkaz pro přerušování měření, pokračuje větev k další *switch-case* konstrukci, řízené proměnnou TASK_ADS_PHASE, nabývající jeden ze dvou stavů: fázi čekání INIT, jak bylo uvedeno výše, a pozici MEAS. Přepnutí proměnné do této pozice je vykonáno funkcí ADS_NDRDY1_OnInterrupt v souboru **Events** ve chvíli, kdy se objeví aktivní hrana externího signálu přerušování, oznamující, že data jsou připravena k odeslání v registru zařízení ADS. V tom okamžiku je zavolána funkce `void task_ads_meas_ads(void)`, vykonávající obsluhu přenosu dat na komunikačním rozhraní SPI a jejich uložení do zásobníku.

V této stěžejní funkci úlohy **task_ads** jsou nejprve inicializována pole pro dočasné uložení datového vzorku před zapsáním do bufferu. V úloze je využíván zásobník typu *Ping Pong Buffer*, který má fakticky dvě části shodné velikosti, mezi kterými se lze přesouvat a zabránit tak přepsání nebo kolizi v případě, že k bufferu potřebují přistoupit různé části systému. Do části zásobníku, která se pro aktuální cyklus jeho plnění bude využívat, je zapsán identifikátor pro měření EMG, číslo sekvence vzorku pro jejich řazení a aktuální datum a čas. Následně je z prvního obvodu pomocí definované uživatelské funkce `ads_meas_data_read` vyčteno 9 bytů dat, které jsou uloženy do deklarovaného pole osmibitových buněk. Toto pole je vzápětí překopírováno po trojicích bytů do jiného pole s šesti členy typu **signed int**, kompatibilního s vytvořeným datovým typem MEAS_FORM_DATA. Protože se jedná o 32bitový formát čísla, data jsou v poli konvertována pomocí bitového posunu tak, aby představovala číslo ve tvaru 4bytového dvojkového doplňku. Do tohoto pole jsou následně stejným způsobem zapsány vzorky pořízené druhým ADS čipem. Jakmile je struktura konvertovaných hodnot naplněna, je její obsah přepsán do datového zásobníku na příslušnou pozici, určenou buffer indexem. Ten je poté spolu s číslem sekvence vzorku inkrementován a nový index je porovnáván s délkou bufferu, která je stanovena na 24 pozic. V případě, že se čísla shodují, je zásobník naplněn a je nutné jeho obsah zapsat na paměťovou kartu. Dojde k vynulování buffer indexu, přesunutí ukazatele na druhou prázdnou část bufferu a nastavení signalizace splnění podmínky synchronizačního prvku *lightweight event*. Na závěr je řídicí proměnná přepínače TASK_ADS_PHASE nastavena zpět do pozice INIT a průběh funkce je ukončen.

Za *switch-case* konstrukcí TASK_ADS_PHASE následuje ověření splnění podmínky synchronizační události operačního systému MQX pro přístup k úloze, ovládající komunikaci s paměťovou kartou.

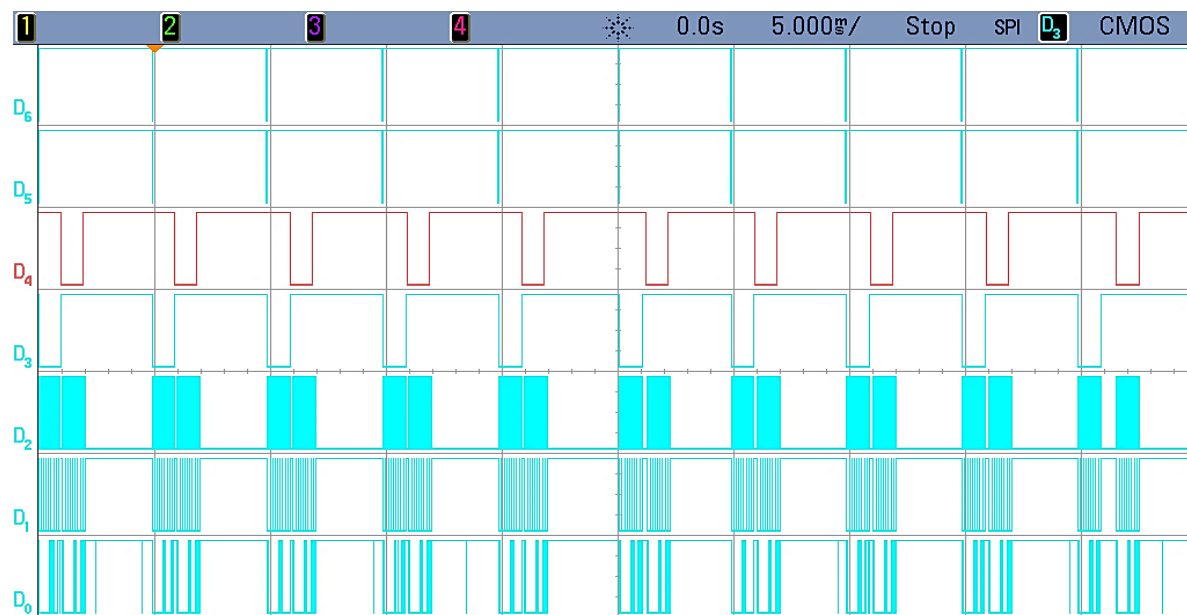
Pokud v této fázi není buffer naplněn, podmínka není nastavena, končí tím průběh stavem RUN a cyklus se vrací na svůj počátek. V opačném případě, kdy zápis posledních získaných dat způsobil naplnění zásobníku a byl nastaven ukazatel splnění podstaty události *lightweight event*, je úloha **task_ads** zařazena do fronty pro přístup k úloze **task_card** a čeká na potvrzení operačního systému. Po povolení přístupu je obsah naplněné části bufferu uložen do vytvořeného souboru typu CSV (*Comma-separated values*) na SD kartě, který je unikátní pro danou hodinu a společný pro všechny druhy měření realizované zařízením DataLogger. S jedním vzorkem dat je do souboru zapsána informace o aktuálním datu a čase zápisu do zásobníku, typu realizovaného měření pro identifikaci dat a pořadí vzorku v sekvenci měření. Poté následuje šest číselných hodnot, vyčtených z obvodů ADS a interpretovaných již v decimálním tvaru v pořadí: stavové bity prvního zařízení, data prvního kanálu prvního zařízení, data druhého kanálu prvního zařízení a stejná sekvence zaznamenaných hodnot z druhého čipu.



Obrázek 18: Diagram struktury a činnosti úlohy task_ads.

5 Zpracování naměřených dat

Po fázích realizace potřebných hardwarových a programových částí zařízení je posledním stádiem praktického řešení práce provedení zkušebních měření a zpracování získaných výsledků tak, aby jejich úroveň byla srovnatelná s jinými záznamy povrchové elektromyografie, pořízenými pomocí komerčního nebo zdravotnického vybavení. Důraz je přitom kladen na dosažení vysoké informativní hodnoty záznamů, poskytující potřebný základ pro následné využití, odpovídající účelu zařízení DataLogger.



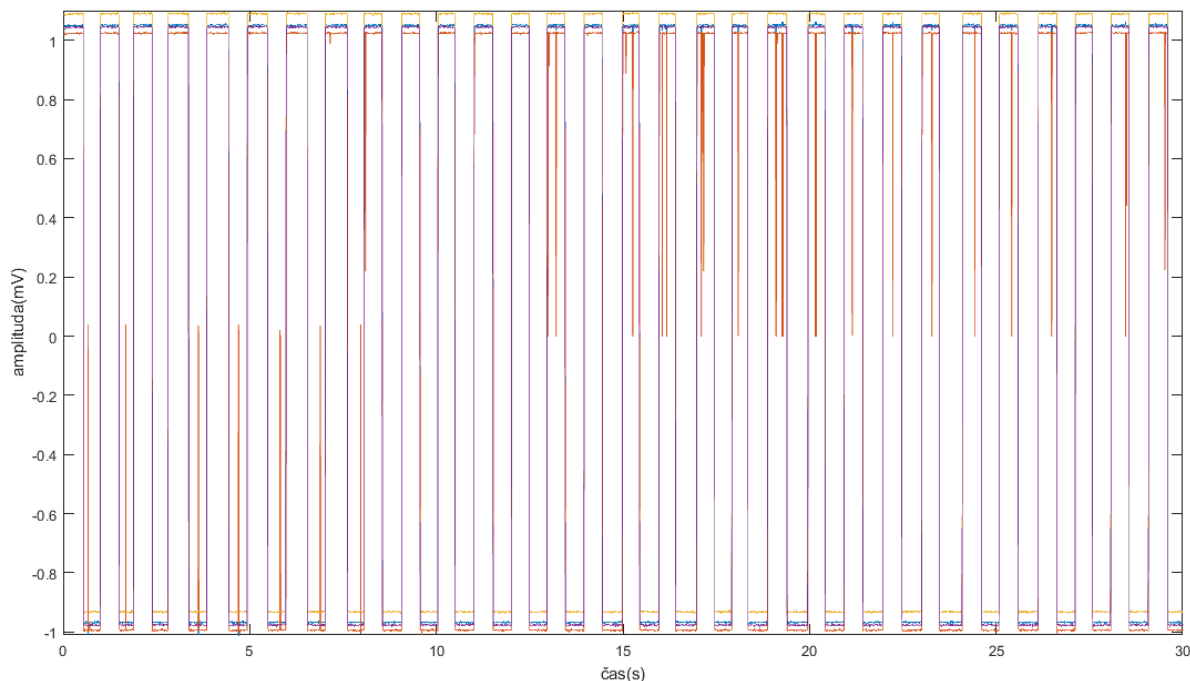
Obrázek 19: Záznam průběhu komunikace mezi synchronizovanými obvody ADS1292 a jednotkou MCU při 4kanálové konfiguraci měření. D0 – DOUT, D1 – DIN, D2 – SCLK, D3 – $\overline{CS1}$, D4 – $\overline{CS2}$, D5 – $\overline{DRDY1}$, D6 – $\overline{DRDY2}$.

5.1 Provedení testovacího čtyřkanálového měření

Ladění a testování programu během prvních kroků jeho vývoje neprobíhalo při měření reálného signálu pomocí elektrod a vstupních obvodů zařízení. Obvod ADS1292 totiž disponuje vnitřním generátorem obdélníkového signálu s frekvencí 1 Hz a amplitudou $\pm (U_{REFP} - U_{REFN} / 2400)$, což se při použití vnitřní napěťové reference 2,42 V rovná špičkovému napětí 2 mV. Pro použití tohoto testovacího signálu je oproti implementačnímu modelu (Obrázek 14), vytvořenému k inicializaci obvodu pro normální měření, nutné pozměnit nastavení registru *CONFIG2* a vstupní multiplexor kanálů přesměrovat z klasického vstupu elektrod na výstup testovacího generátoru.

Uvedená konfigurace byla následně použita i pro ověření funkčnosti software DataLoggeru s implementovanou částí pro pořizování elektromyogramu oběma obvody ADS v synchronním režimu, poskytujícím měření až 4 kanály. Komunikační rozhraní SPI bylo během probíhajícího procesu zároveň připojeno skrze vytvořené přístupové měřicí body k digitálnímu osciloskopu, na jehož displeji byl sledován průběh komunikace mezi frontendy a jednotkou mikrokontroleru. Z obrázku (Obrázek 19) je patrná synchronizace signálů *Data Ready* (Signály D5 a D6), díky které je možné po zaznamenání

jednoho jimi generovaného přerušení postupně přenést data z obou obvodů. Jakmile je signál *Chip Select 1* (řádek D3) přepnut zpět do vysoké logické úrovně a přenos dat mezi mikrokontrolerem a obvodem ADS1 je ukončen, bezprostředně následuje sestupná hrana signálu *Chip Select 2* (D4) a je zahájena komunikace s druhým čipem. Kanály SPI rozhraní *Data Out*, *Data In* a *Serial Clock* (D0, 1 a 2) jsou sdíleny oběma obvody. Obrázek 20 uvádí vykreslený testovací obdélníkový signál, zaznamenaný čtyřmi měřicími kanály současně, což potvrzuje, že realizovaná programová část splňuje svůj účel.



Obrázek 20: Testovací obdélníkový signál o frekvenci 1 Hz, zaznamenaný současně čtyřmi měřicími kanály zařízení.

5.2 Konfigurace pro měření EMG jedním svodem

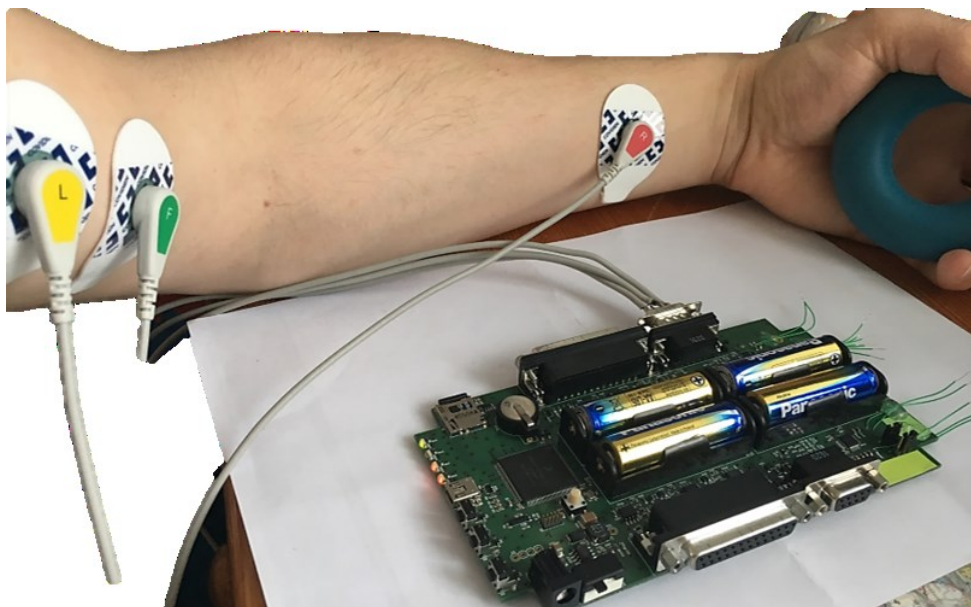
V souladu se zadáním závěrečné práce bylo rozhodnuto, že pro záměr realizace referenčního měření, který toto řešení v kontextu celého zařízení DataLogger naplňuje, postačuje využít jednoho EMG svodu, umístěného na jedné z paží, na kterých je prováděno primární snímání svalové zátěže. Měření signálu jediným kanálem rovněž poskytuje jeho vyšší spolehlivost, jak je totiž patrné z údajů na obrázku (Obrázek 20), při plném využití kapacity kanálů dochází v některých z nich k náhodnému zápisu chybných hodnot a následnému znehodnocení záznamu. V případě potřeby rozšíření snímání referenčního EMG záznamu i na jiné místo nebo na druhou končetinu je možné přidat snímání druhým kanálem, nebo případně nastavit druhý čip zpět do aktivního stavu a snímat signál připojením svodů i ke konektoru na druhé straně zařízení.

Před tím, než bylo možné provést první měření reálného signálu z povrchu těla, bylo potřeba provést určité úpravy v programové části pro jednobanálové rozvržení. Úloha `task_ads` díky implementovaným funkcím umožňuje deaktivovat zařízení pouhým vyjmutím inicializační funkce příslušného obvodu. Pro zajištění efektivity programu byly úpravy dále provedeny i ve funkci pro čtení dat tak, aby komunikovala pouze s jedním obvodem. Jeho nevyužívaný kanál byl také vypnut, na kartu jsou v jeho

pozici, stejně jako na vyhrazených místech pro data druhého čipu, zapisovány nulové hodnoty. Při následných pokusných měřeních byla ověřena funkčnost vstupních analogových obvodů a správnost nastavení jejich zesílení. Potvrdila se také předpokládaná nezbytnost využití funkce napájení pravou nohou pro potlačení souhlasného rušení na diferenčních vstupech zesilovače. I přes zapojení tohoto obvodu byla amplituda zarušení signálu vyšší než úroveň užitečné složky, bylo proto zvoleno napájení z bateriového zdroje 4 kusů AA monočlánků. Odpojení spínaného zdroje, ze kterého se do měřících kanálů dostávalo rušení i přes použití obvodu regulátoru napětí a dalších ochran, nakonec vedlo k odstranění síťové rušivé složky a potlačení šumu na uspokojivou úroveň. Poslední z testovaných parametrů byla vzorkovací frekvence obvodu, kvůli antialiasingovým kritériím přímo ovlivňující frekvenční rozsah měření. Po provedení zkušebních měření s různým nastavením vzorkování a následném porovnání výsledků vizuálně i pomocí frekvenčních spekter byla zvolena frekvence 125 vzorků za sekundu. Vyšší vzorkovací kmitočty vykazovaly větší pravděpodobnost výskytu chybových hodnot a frekvence, které byly v signálu díky širšímu pásmu obsaženy, neměly ve frekvenčním spektru výraznější zastoupení.

5.3 Metodika provedení experimentálních měření EMG

Pro získání reprezentativních příkladů měření s prototypem zařízení byla stanovena sestava experimentálních měření. Souprava fyzického vybavení obsahovala samotné měřící zařízení s vloženými bateriemi a paměťovou kartou, ke kterému byly D-SUB konektorem připojeny stíněné kabely bipolárního EMG svodu. Kontakt s povrchem kůže, přes kterou byla svalová aktivita měřena, zajišťovaly nalepovací pěnové elektrody Covidien Kendall H92SG. Standardní Ag/AgCl senzor je umístěn v jejich středu v pouzdru s vodivým hydrogelem, zajišťujícím co nejnižší impedanci mezi kůží a tělem snímače. Stejná elektroda byla použita pro přivedení invertovaného signálu RLD na tělo.



Obrázek 21: Experimentální měření s prototypem zařízení.

Pozice vyšetřované osoby i umístění elektrod byly stanoveny podle doporučení, definovaných v rámci projektu SENIAM. Cílem tohoto programu Evropské unie bylo navrhnout sjednocení používaných metodik měření a formulovat doporučení, týkající se prostředků a postupů při neinvazivním monitorování svalové aktivity pomocí povrchové elektromyografie, včetně definování pozic elektrod pro posouzení konkrétních svalů [30]. Pro názornost a snadnou aktivizaci byly snímací elektrody umístěny na Musculus biceps brachii v jedné třetině vzdálenosti mezi loketní jámou (fossa cubiti) a nadpažkovým výběžkem (acromion), vzájemně vzdálené asi 2 cm. Svorka napájení pravou nohou byla umístěna na zápěstí, v přiměřené vzdálenosti od místa měření (viz Obrázek 21).

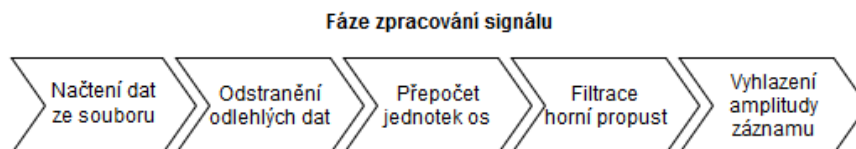
Samotný soubor experimentálních měření sestával z provedení 10 měřících cyklů o délce přibližně 30 až 60 sekund, během nichž byla měřená osoba v poloze vsedě, s paží pokrčenou v lokti do pravého úhlu v pozici supinace. V dlani svírala cvičící gumový kroužek, pomocí něhož byly v průběhu měření prováděny svalové kontrakce o různých délkách, frekvencích a intenzitách. Rozmanité kontrakce svalu m. biceps brachii tak mohou být považovány za simulaci běžných činností například v pracovním prostředí nebo při zdravotních testech, během nichž dochází k široké škále svalových aktivací a uvolnění.

5.4 Zpracování dat v prostředí MATLAB

Obecným cílem měření jakýchkoliv biosignálů je pořídit takový záznam, aby z něj bylo možné extrahovat požadovanou biologickou informaci, která je v nich přenášena. S neustálým posunem technologií a vědeckého poznání v oblasti medicíny a zdravotnické péče se zvyšují i nároky na kvalitu a přesnost užitečné složky záznamu, pořízeného pro potřeby diagnostiky nebo výzkumu. Neméně zásadní význam pro co nejlepší naplnění těchto požadavků má vedle samotného procesu měření a digitalizace biosignálu i následné zpracování dat do požadované podoby pro provedení jejich analýzy. Je však důležité dodržet určitá metodická pravidla, aby nedošlo ke ztrátě nebo znehodnocení informace, vedoucí k její dezinterpretaci, která by mohla mít negativní dopady například na kvalitu léčby. Nejdůležitější částí fáze zpracování dat jakéhokoliv měřicího systému je filtrace. Jako každý signál, vznikající činnostmi určité části živého organismu, i povrchově zaznamenávaný elektromyogram má specificky omezené frekvenční pásmo, ve kterém přenášena informace vypovídá o charakteristikách fyziologické činnosti svalů. Vstupy měřící sestavy však zaznamenávají mnohem širší spektrum signálů, v němž většinu zastupuje rušení z různých zdrojů v okolí měření. Šum, který se nachází mimo užitečné frekvenční pásmo, je možné správnou konfigurací filtrů efektivně odstranit. Analogové prvky, které se v dřívější době na realizaci filtračních bloků výhradně podílely, jsou již dnes, díky prostředkům výpočetní techniky, velmi často nahrazovány digitálními variantami. Důvodů pro tento vývoj je jistě celá řada, svou roli bezpochyby hraje úspora v pořizovacích nákladech i velikosti zařízení, snadné možnosti nastavení parametrů a vyšší přesnost díky absenci analogových prvků, náchylných na výskyt chyb vlivem provozní teploty nebo odchylek od deklarovaných parametrů. Pokud není navrženo výlučně analogové řešení, které má kupříkladu v oblastech výjimečné rychlosti filtrace a dynamického rozsahu filtru stále nespornou výhodu, jsou v analogovém provedení realizovány pouze nejnutnější prvky a další fáze filtrace jsou implementovány až ve zpracování digitalizovaného signálu.

V rámci obvodu ADS1292 jsou implementovány tři filtrační stupně. Jedná se o vstupní EMI filtr, RC článek na výstupu zesilovače a digitální decimální filtr jako součást A/D převodníku, podrobněji popsány v kapitole 2.2.2. Tyto dolnoproustné funkční bloky postupně omezují spektrum vstupního

signálu a zabraňují tak vstupu vysokofrekvenčního rušení a vzniku aliasing efektu při vzorkování. Takto upravený digitalizovaný signál byl ukládán na paměťovou kartu a přenesen do osobního počítače, kde byl pro další fáze práce s daty využit softwarový nástroj MATLAB. Postup následujícího zpracování byl formulován do několika kroků, definovaných podle potřebných úprav prvotních záznamů, získaných provedením experimentálních měření, a dále na základě zkušeností z praktického uplatnění tohoto druhu měření ve výzkumu [31].



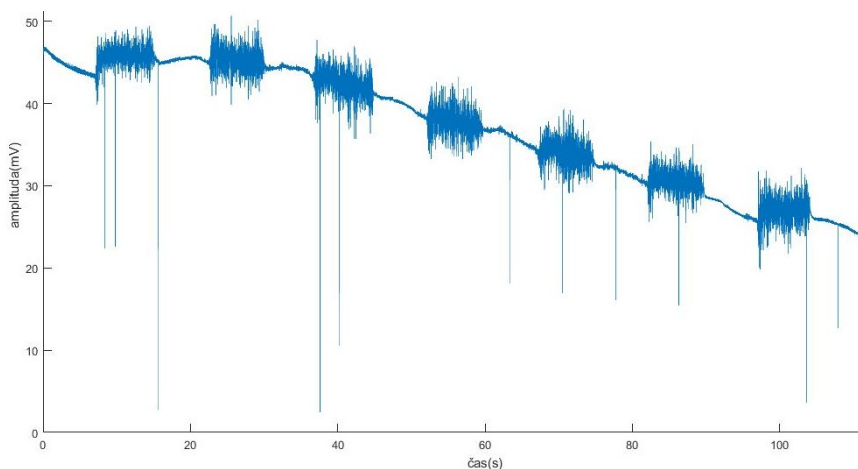
Obrázek 22: Fáze zpracování signálu, provedené v softwaru MATLAB.

5.4.1 Odstranění odlehlých pozorování

Po načtení dat do pracovního prostředí (tzv. *Workspace*) programu MATLAB jsou data uložena do matice, ve které každý řádek reprezentuje jeden datový vzorek, sloupce pak odpovídají pořadí hodnot, ve kterém jsou do souboru na kartě ukládány (viz závěr kapitoly 4.3.2.2). Pokud bylo DataLoggerem prováděno více druhů měření současně, obsahuje matice veškeré tyto záznamy. Proto jsou podle identifikátoru typu měření vybrány pouze ty vzorky, vztahující se k měření EMG. Dále je ověřeno, zda vzorkovaný signál neobsahuje odlehlé body, které mohly vzniknout nejspíše chybným zápisem do datového bufferu nebo přepisem dvou hodnot jedné proměnné při operacích s nimi (Obrázek 23). Pokud se taková pozorování v souboru vyskytují, je možné je detekovat třemi způsoby:

- Porovnáním hodnot stavových bitů, předcházejících každému vzorku, s dokumentací stanovenou hodnotou pro tuto pozici.
- Vyhledáním nenulové hodnoty na místě vzorku druhého kanálu, který, pokud není kanál využíván a jeho vstup je vypnut, by měl být roven hodnotě 0.
- Vizuálním posouzením vykresleného nezpracovaného signálu a následným omezením amplitudy.

Chybové vzorky jsou posléze ze souboru odstraněny, aby nezkreslovaly signál během filtrace a dalšího zpracování.



Obrázek 23: Prvotní záznam signálu EMG s výskytem odlehlých bodů.

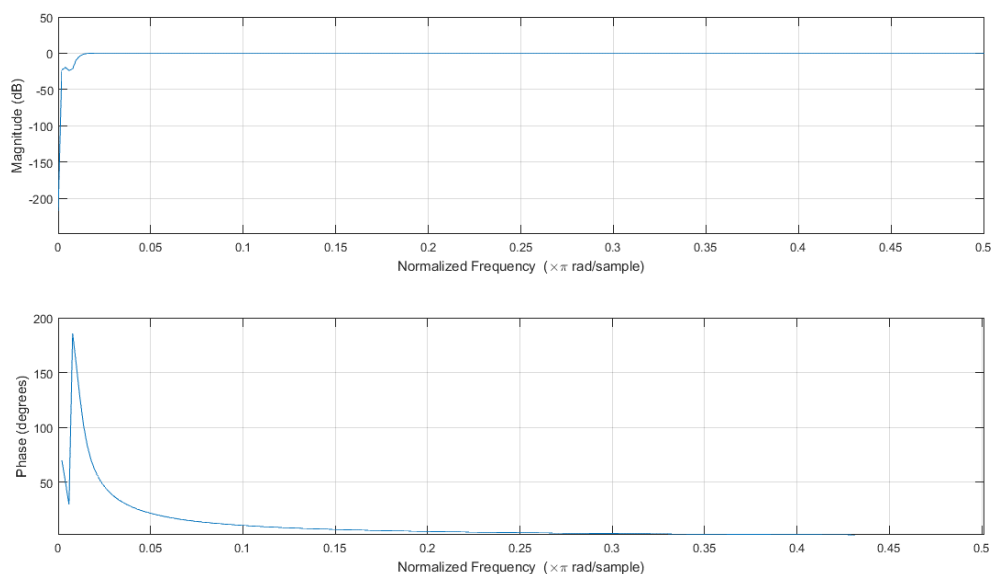
Číselná hodnota vektoru datových vzorků v matici reprezentuje v decimálním tvaru násobek kvantizačního kroku při A/D převodu, vyjádřeného bitem s nejnižší důležitostí (viz Tabulka 1). Pro přepočet do jednotek napětí, odpovídajících reálně měřenému signálu, je nutné vektor se vzorky přenásobit konstantou kvantizačního kroku v jednotkách milivoltů, která se rovná hodnotě $V_{REF} \cdot 100 / (2^{23} - 1)$. Jednotky časové osy je také nutné odvodit, protože vzorky jsou ve vektoru řazeny postupně podle sekvencního čísla měření. Vytvořením vzestupné řady celých čísel o stejné délce a podělením jejích členů vzorkovací frekvencí lze jednoduše získat časový vektor v jednotkách sekund.

5.4.2 Filtrace signálu

Důkladná, ale citlivá filtrace prvotního signálu poskytuje příležitost analyzovat signál, mající svůj původ skutečně jen v kontrakci sledovaného svalu, oproštěný od vlivů rušení vysokofrekvenčními interferencemi, indukovaním stejnosměrné složky, nebo mechanickými artefakty. Díky přesnosti a malému zvlnění frekvenčních charakteristik digitálních filtrů je výhodné softwarově realizovat tzv. *notch* filtr, pásmovou zadrž kmitočtu síťového napětí 50 Hz, které často při měření signálů i v jiných oborech způsobuje nemalé potíže. Potlačení tohoto šumu vyžaduje kvalitní odizolování napájecího napětí a zamezení vzniku zemních smyček, což je někdy poměrně nákladné, a i přesto se ne vždy podaří průnikům síťového rušení zabránit, je ho proto nutné dodatečně odfiltrovat. V provedení měřících obvodů zařízení DataLogger nicméně potlačení tohoto negativního jevu účinně pomáhá použití RLD svorky, která souhlasné rušení na obou elektrodách potlačuje, a zejména pak napájení bateriemi. Filtrace této složky tak pro úpravu signálu není nutná. Na obrázku (Obrázek 23) je ovšem patrný markantní offset počátku základny signálu a její pomalé kolísání v průběhu měření. Nesymetrie celého signálu oproti předpokládanému kmitání stejnou měrou do kladných i záporných hodnot od nulové izoliny je pravděpodobně způsoben samovolnou indukcí napětíového potenciálu na analogových vstupech po zapnutí zařízení. Pomalé zvlnění záznamu signálu může mít svůj původ v mimoděčném pohybu elektrod nebo celé končetiny během měření, možný je také vliv perspirace neboli dýchání kůží, nebo pomalá ztráta vlastností kontaktního gelu. Oba projevy jsou odstranitelné aplikací digitálního filtru typu horní propust s nastavenou nízkou frekvencí zlomu.

Pomocí nástroje *Signal Processing Toolbox*, kterou MATLAB disponuje, bylo na vzorovém záznamu měření testováno několik typů digitálních filtrů s konečnou (FIR) i nekonečnou impulsní odezvou (IIR) v různých konfiguracích, z nichž nejlépe byl vyhodnocen digitální ekvivalent rekurzivního analogového filtru Chebyshev II. Charakteristické pro něj je absolutně rovné propustné pásmo (na úkor většího zvlnění v pásmu útlumu) a dosažení prudké strmosti zlomu frekvenční charakteristiky. Efektivitu tohoto (byť ne tak obvykle využívaného) filtru pro potlačení nízkofrekvenčního kolísání a driftu základny biosignálu spolu s dobrými parametry spektrální výkonové hustoty a průměrného výkonu filtrovaného signálu potvrzují i některé realizované práce (například [32], [33]). Filtry typu IIR jsou rekurzivní, mají nelineární fázovou charakteristiku, a proto se vyznačují menší stabilitou oproti filtrům s konečným počtem hodnot impulsní odezvy, která se snižuje, čím vyšší je řád filtru. Z toho důvodu jsou navrhovány s výrazně nižším řádem než FIR filtry, díky čemuž mají na druhou stranu mnohem nižší nároky na výpočetní kapacitu. Přítomnost zpětné vazby ve struktuře filtru také eliminuje možný vznik skupinového zpoždění výstupního signálu oproti vstupu.

Na obrázku (Obrázek 24) jsou vykresleny frekvenční charakteristiky přenosu navrženého filtru, použitého při zpracování naměřených záznamů. Jedná se o hornopropustný (*High-pass*) filtr, jehož frekvence zlomu je stanovena na 1 Hz. Horizontální kmitočtová osa přenosových charakteristik je normalizována na rozsah od 0 do 1 tzv. Nyquistovou frekvencí, rovnající se polovině vzorkovacího kmitočtu. Řád filtru byl stanoven pomocí vestavěné MATLAB funkce `cheb2ord` z hraničních frekvencí, na kterých se přenosová charakteristika láme (0,5 a 1 Hz), maximálního zvlnění signálu v propustném (u použitého typu Chebyshev II. je vždy nulové) a minimálního požadovaného útlumu v nepropustném pásmu. Výsledná úroveň 3 je dostatečně nízká, aby se signál při přenosu nerozkmital nekonečnými oscilacemi, nelinearita fázové frekvenční odezvy se ovšem i přesto může na výstupu projevit obvykle mírným zvlněním na počátku záznamu signálu [33]. Tento efekt lze odstranit aplikováním filtru na měřený signál nejprve v dopředném a poté zpětném směru pomocí funkce `filtfilt`. Na výstupu je poté signál s nulovým zkreslením fázové složky, jelikož imaginární (fázová) složka frekvenčního přenosu se vlivem dvojnásobného průchodu filtrem eliminuje. Jistou nevýhodou tohoto přístupu může být větší časová náročnost zpracování, v případě off-line úpravy signálů, jehož je tato část diplomové práce příkladem, však tento fakt nehraje roli. Další možností potlačení nestability filtru je interpretace jeho přenosové funkce ve formě sekcí druhého řádu, které jsou při jejich následné aplikaci na signál stabilnější. Tento krok se však týká zejména filtrů s vyššími řády, u nízkých úrovní se neprojevuje.



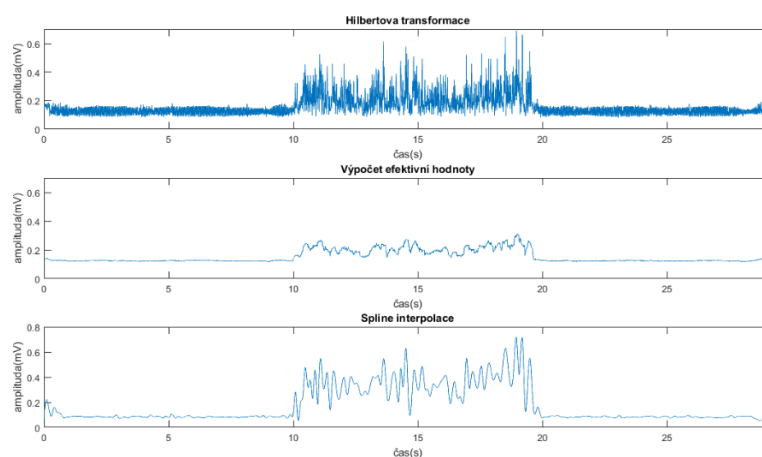
Obrázek 24: Modulová a fázová frekvenční charakteristika přenosu realizovaného filtru Chebyshev II. typu (frekvenční osa byla pro detailnější zobrazení okolí zlomu zkrácena o polovinu).

5.4.3 Vyhlazení amplitudy záznamu

Vytvoření obálky získaného záznamu je další z fází zpracování EMG signálu před jeho analýzou. Kvůli oscilacím signálu mezi kladnou a zápornou polaritou je z obvyklého elektromyogramu obtížné vyhodnotit, s jakou amplitudou byla svalová kontrakce provedena. Přitom okamžitá hodnota rozkmitu přímo reflektuje energii fyziologické aktivity motorických jednotek během svalové kontrakce, a je tak pro analýzu EMG a diagnostiku velmi důležitá. Pro získání jasné představy o absolutní síle svalového napětí je potřeba provést tzv. plnou rektifikaci signálu – vytvoření absolutních hodnot všech zaznamenaných amplitud, čímž je celý signál transformován do kladné části souřadného systému. Následně

vyhlazení amplitudy by se dalo považovat za další část filtrace záznamu, jelikož jeho cílem je obdobně jako u filtrů odstranění rušení, v tomto případě v signálu reprezentovaného extrémní výkyvy, na kterých může mít podíl interference mezi svaly pod měřicími elektrodami, nebo superpozice několika motorických jednotek svalu. Vykreslená lineární obálka, jak bývá výsledný průběh také nazýván, vytváří i z vizuálního posouzení zřetelný záznam, obsahující pouze signál s původem ve svalové aktivitě, na kterém lze mnohem snadněji například srovnat sílu jednotlivých kontrakcí nebo stanovit jejich průměrnou amplitudu. [31]

Existuje celá řada metod, kterými lze vykreslení obálky signálu provést. Výběr konkrétního způsobu a volba jeho parametrů, ovlivňujících míru vyhlazení signálu, závisí na potřebách, pro které je měření EMG signálu konáno, a plánu jeho následujících rozborů. Funkce `envelope`, která byla při zpracování v prostředí MATLAB využita, zahrnuje tři možnosti nejběžněji využívaných přístupů ke tvorbě signálové obálky. Ve výchozím nastavení funkce odvozuje obálku vstupu z výchylky jeho analytického signálu, který je vypočten filtrací vstupních dat použitím tzv. Hilbertovy transformace. Volitelným parametrem funkce je délka vektoru rychlé Fourierovy transformace, která je v algoritmu využita. Výsledný signál této funkce poměrně přesně kopíruje amplitudu rektifikovaného signálu včetně zaznamenaných rychlých kmitů, v případě potřeby jeho většího vyhlazení je proto vhodné aplikovat některý z hornopropustných digitálních filtrů. Druhou možností je stanovení efektivní hodnoty napětí výpočtem kvadratického průměru (RMS) v klouzavém okně o délce rovné stanovenému počtu vzorků, který je i jedním ze vstupních parametrů funkce a přímo jím tak lze ovlivnit míru vyrovnaní vykreslovaného záznamu. Poslední varianta vytvoření lineární obálky signálu pomocí funkce `envelope` využívá tzv. spline interpolace, která pracuje na principu propojení dvojic sousedících stanovených bodů záznamu polynomiální funkcí. Kompozicí těchto krátkých částí (splineů) do společné křivky pak vzniká výsledná lineární obálka. Vstupním parametrem této verze funkce je minimální počet vzorků, ležící mezi sousedními propojovanými body.



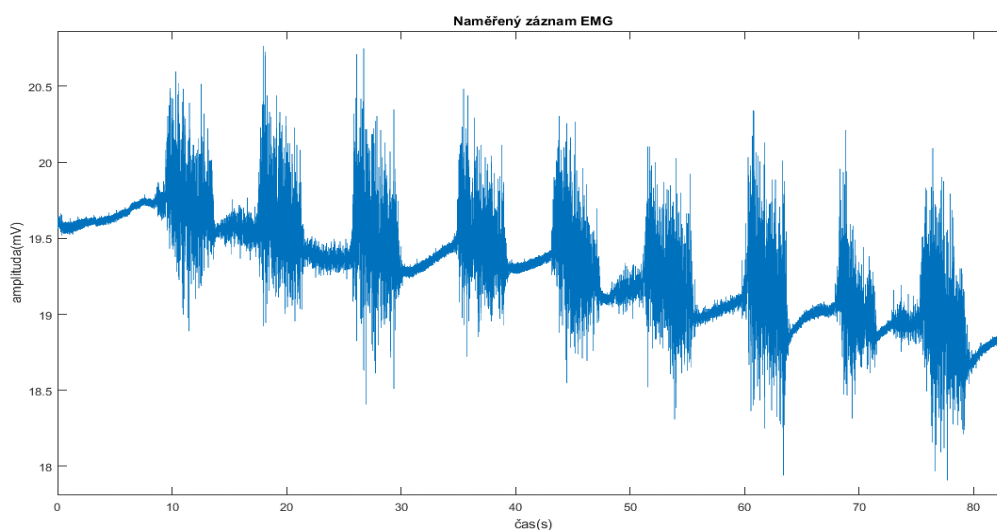
Obrázek 25: Srovnání metod vyhlazení amplitudy záznamu.

Na obrázku (Obrázek 25) je uvedeno srovnání vyhlazení amplitudy pomocí tří zmíněných přístupů. Protože metoda výpočtu RMS je výpočetně poměrně snadná, vyznačuje se velkou přesností, a především má přímý fyzikální význam v reprezentaci síly měřeného signálu, je preferována ve většině případů tvarování obálky EMG signálu [34]. Z toho důvodu byla zvolena i pro zpracování záznamů experimentálních měření. Velikost klouzavého okna byla nastavena na hodnotu 20.

6 Zobrazení a zhodnocení výsledků měření

Posledním bodem vypracování této závěrečné práce je zhodnocení výsledků práce. Ať už pro účely analýzy funkčnosti svalového systému při běžné činnosti nebo funkční diagnostiku jeho stimulované aktivity, z fyziologické podstaty elektromyografického signálu a principu jeho povrchového snímání je zřejmé, že pouhé pořízení a zpracování příslušných dat do podoby elektromyogramu není pro většinu případů dostatečné. Rozpoznání patofyziologických jevů v záznamu EMG vyžaduje hypotézy, založené zejména na odbornosti a zkušenosti vyšetřujícího, pro jejichž důkladné ověření je obvykle nezbytný podrobný rozbor a případná dekompozice záznamu na úroveň svalových svazků, vláken či samostatných motorických jednotek. Pro tyto účely v dnešní době slouží pokročilé výpočetní metody, jejichž principy využití jsou však nad rámec tématu této práce. Pro ověření funkčnosti realizovaného měřicího systému a následného procesu zpracování získaných dat tak postačí vizuální posouzení záznamů, získaných provedením sestavy experimentálních měření a aplikací zpracujících řešení, jak je specifikováno v předcházející kapitole.

Následující grafy znázorňují fáze zpracování prvotního signálu (příklad uvádí Obrázek 23), zapsaného ze zařízení DataLogger na paměťovou kartu. Na obrázku (Obrázek 26) je možné pozorovat záznam, jsou již odstraněny případné odlehlé vzorky, jeho základna je však posunuta o téměř 19 mV ve vertikální ose. Lze také pozorovat její mírné nízkofrekvenční zvlnění, patrné z rozdílu mezi počátkem a koncem záznamu o více než 0,5 mV.

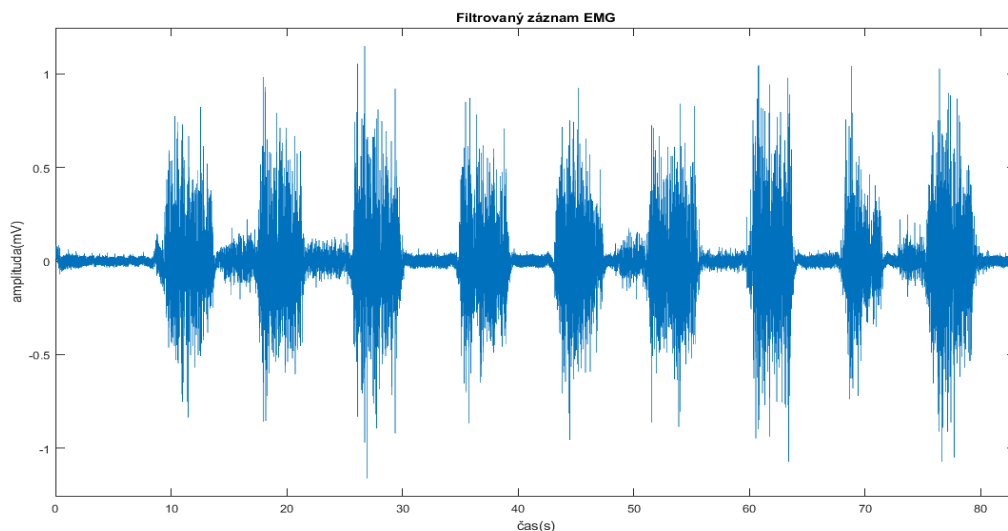


Obrázek 26: Prvotní záznam po odstranění odlehlých dat.

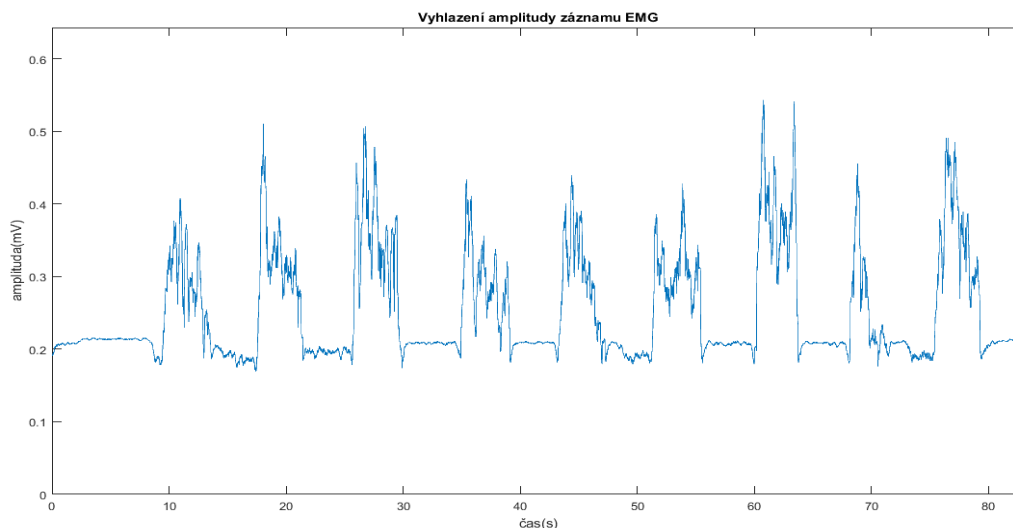
Druhý průběh (Obrázek 27) vyobrazuje tentýž signál po průchodu hornopropustným digitálním filtrem se zlomovou frekvencí 1 Hz, díky kterému byly projevy driftu i zvlnění základny odstraněny. Signál tak osciluje od nulové počáteční izoliny do kladných i záporných hodnot s rozkmitem 1-2 mV, což odpovídá očekávané špičkové amplitudě povrchově snímaného EMG.

Poslední fáze zpracování dat spočívala v rektifikaci signálu do kladné polarity a vykreslení jeho lineární obálky. V grafu (Obrázek 28) je uveden záznam měření s vyhlazenou amplitudou pomocí metody

výpočtu efektivních hodnot (RMS) klouzavého okna o velikosti 20. Přes to, že je díky odstraněným extrémním hodnotám signálu maximální výchylka amplitudy pouze okolo 0,5 mV (ve srovnání s filtrovanými daty), jsou na záznamu stále patrné poměrně velké výkyvy i v rámci jedné kontrakce. Větší hladkosti průběhu by mohlo být dosaženo zvětšením okna pro výpočet efektivní hodnoty. I takto zpracovaný záznam ale jistě poskytuje větší možnosti k posouzení vyvinuté energie při jednotlivých kontrakcích. Posun základny na hodnotu 0,2 je důsledkem rektifikace původní izolinie stavu relaxace svalů, která byla mírně rozkmitána kladným i záporným směrem a určením její absolutní hodnoty se maximální výchylka ještě zvýšila.



Obrázek 27: Filtrovaný signál EMG.



Obrázek 28: Vyhazení amplitudy rektifikovaného záznamu EMG metodou výpočtu RMS.

Grafy zaznamenaných průběhů všech 10 provedených demonstračních měření jsou spolu s jejich filtrovaným signálem a vykreslenou vyhlazenou amplitudou přiloženy v příloze C (viz Seznam příloh).

Závěr

Tato diplomová práce se zabývala problematikou neinvazivního snímání EMG signálu z povrchu kůže a technickými prostředky, které slouží k jeho provedení. Díky svému potenciálu a zároveň nízké náročnosti nachází povrchová elektromyografie v současnosti své využití nejen v léčebných oborech, ale je například nezbytnou součástí diagnostických metod při provádění ergonomických studií pracovních podmínek v určitých odvětvích průmyslu a výroby. Právě monitorováním lokální svalové zátěže, vyvíjené při pravidelné a intenzivní manuální činnosti v pracovním procesu, se zabýval Zlínskou Univerzitou Tomáše Bati řešený projekt speciálního měřicího zařízení DataLogger, jehož prototyp byl využit pro realizaci této práce. Primárním účelem zkonstruovaného přístroje je snímání aktivity svalů rukou pomocí speciálního nástroje, tvořeného rukavicemi s integrovanými tlakovými a pohybovými senzory. Vedle tohoto způsobu měření byla během vývoje původního projektu navržena i funkce pro záznam EMG signálu k referenčním či doplňkovým účelům, její realizace nicméně nebyla provedena. Záměrem pro vypracování práce proto byla hardwarová i softwarová realizace této chybějící části a rozšíření funkcí zařízení, které má praktické využití v oblasti prevence vzniku pracovních nemocí, spojených s patologickými jevy neuromuskulárního systému.

Praktické fázi zpracování tématu diplomové práce předcházela obecný úvod do oboru elektromyografie, popis principu geneze tohoto biosignálu a historie jeho měření. Dále byly rozebrány v současnosti využívané metody pro snímání EMG a popsány charakteristické typy elektrod, které jsou pro dané způsoby obvykle využívány. Byly také definovány tři základní EMG modality, které uvedené metody umožňují měřit. Následující kapitola měla za cíl formulovat rámcovou technologii pro měření a záznam elektrických potenciálů svalové činnosti z povrchu těla a analyzovat klíčové technické prvky, nezbytné pro konstrukci autonomního datového záznamníku na bázi embedded systému. Zvláštní pozornost byla věnována integrovanému obvodu ADS1292, navrženému pro účely snímání elektromyogramu v původní dokumentaci projektu monitorovacího zařízení. Podrobně byly specifikovány jeho funkce a vlastnosti, relevantní k účelu použití, dále pak způsob komunikace obvodu s řídicím procesorem zařízení a formát dat, ve kterém jsou zaznamenávané vzorky prezentovány.

Počátek realizační části vypracování diplomové práce se věnoval používanému prototypu zařízení DataLogger, jeho funkčním blokům a řídicí jednotce MCU Kinetis K20. Pro doplnění funkce měření EMG do tohoto zařízení bylo nutné osadit chybějící prvky, včetně dvou čipů ADS1292, podle schématu a rozložení desky plošných spojů, vytvořených v předchozí fázi realizace projektu. Poté byly vytvořeny plán zapnutí a inicializace dvou kaskádově konfigurovaných obvodů do stavu čtyřkanálového měření a model cyklu měření EMG signálu a záznamu získaných dat na SD kartu. Na připraveném zařízení byl následně podle softwarových modelů vytvořen program, který byl implementován ve stávajícím řídicím software DataLoggeru. Měření EMG je tak možné provádět samostatně i současně s primárním měřením svalové zátěže. Program se nejprve vyvíjel za použití interního testovacího signálu, který se vzápětí podařilo nastavenou čtyřkanálovou konfigurací úspěšně zaznamenat. Měření reálného signálu se dále realizovalo v souladu se zadáním práce užitím konfigurace na měření jednákanálového EMG svodu, pro který byly zhotoveny kabelové příводы k nalepovacím elektrodám. Měření signálu jediným kanálem se rovněž ukázalo jako spolehlivější, jelikož při plném využití kapacity kanálů docházelo v některých z nich k nahodilým chybám v zápisu zaznamenávaných dat.

Ověření funkčnosti realizovaného programového řešení proběhlo provedením sady 10 experimentálních měření, během kterých byly zaznamenávány elektrické potenciály bicepsu brachii při kontrakcích o různé délce a intenzitě. A/D převodníky zařízení pracovaly se vzorkovací frekvencí 125 vzorků za sekundu. Vyšší vzorkovací kmitočty vykazovaly větší pravděpodobnost výskytu chybových hodnot a vzhledem k tomu, že rychlejší vzorkování neposkytovalo prokazatelně kvalitnější výsledky, byla upřednostněna vyšší kvalita záznamů. Jako nezbytné se projevilo využití bateriového zdroje zařízení a zejména obvodu napájení pravou nohou, pomocí kterých došlo k odstranění významné části rušení, včetně síťového šumu. Naměřená data byla poté na paměťové kartě přenesena do PC a v něm nejprve odstraněna případná odlehlá pozorování, vznikající pravděpodobně chybným přepisem ze zásobníku na paměťovou kartu. K odstranění posunu a zvlnění základny signálu dále došlo aplikováním hornopropustného digitálního IIR filtru Chebyshevova II. typu. Pro lepší možnosti vyhodnocení amplitudy záznamu byla pomocí metody výpočtu efektivní hodnoty v klouzavém okně stanovena jeho lineární obálka, která byla následně zobrazena spolu s původním a filtrovaným signálem pro porovnání efektů jednotlivých fází zpracování.

Na základě výsledků úspěšně provedených experimentálních měření je možné tvrdit, že diplomová práce byla vyřešena úspěšně. Podařilo se naplnit její cíl – realizovat program pro měření a záznam reálného EMG signálu na prototypu funkčního zařízení s navrženými hardwarovými i softwarovými technickými prostředky. Výsledek práce, implementovaný do monitorovacího zařízení DataLogger, je možné využít jako samostatný přenosný záznamník elektromyogramu ve vysokém rozlišení 24 bitů, nebo jako funkční rozšíření v praxi uplatnitelného zařízení pro zvýšení kvality prevence zdravotních obtíží, vznikajících při manuální pracovní činnosti.

Prostor pro potenciální zdokonalení řešení práce by se dal nalézt v několika jejích částech. První z nich je zvýšení spolehlivosti při měření 4 kanály nebo při vyšších vzorkovacích kmitočtech. Příčina vzniku chyb v těchto situacích nebyla během řešení práce úplně identifikována. Jedním z možných důvodů může být nutná obsluha jiných úloh programu zařízení, během níž není včas vykonáno vyčtení a následné vymazání datového vzorku, připraveného v registru obvodu ADS1292. Dojde tak k jeho přepsání novými daty, což způsobí jejich náhodnou kombinaci, vedoucí ke znehodnocení příslušného vzorku. Jelikož frekvenční rozsah povrchového EMG signálu se může pohybovat až do 450 Hz [1], umožnilo by zvýšení rychlosti vzorkování získání většího objemu dat, poskytujícího kvalitnější podklad pro následnou analýzu, podobně jako možnost měřit 4 kanály EMG signálu z různých míst na končetinách.

Druhou oblastí pro možné vylepšení procesu snímání EMG signálu je integrace fází zpracování dat přímo do řídicího programu zařízení. Výhodou digitálního zpracování a filtrace signálu jsou široké možnosti jejich programové implementace, pokud by to tedy výpočetní kapacita systému dovozovala, bylo by zpracování dat online ihned po jejich získání mnohem efektivnějším řešením. Dalším posunem v možnostech uplatnění by mohl být i přenos získávaných dat přímo do zobrazovacího zařízení přes USB rozhraní. Zpracování těchto návrhů a zdokonalení implementace softwarového řešení práce v rámci řídicího programu zařízení DataLogger by mohlo znatelně rozšířit funkčnost zařízení a kvalitu měření s ním, vedoucí k jeho dalšímu uplatnění.

Použitá literatura

1. MERLETTI, Roberto. a Philip PARKER. *Electromyography: physiology, engineering, and non-invasive applications*. Hoboken, NJ: IEEE/John Wiley, c2004. ISBN 978-0-471-67580-8.
2. MILEK, Jakub. *Akviziční systém pro povrchovou elektromyografii*. Brno, 2017. Diplomová práce. Vysoké učení technické v Brně.
3. PENHAKER, Marek. *Zdravotnické elektrické přístroje*. Ostrava, 2013.
4. Skeletal Muscle Structure and Function. *Musculoskeletal Genetics* [online]. Newcastle Upon Tyne, 2017 [cit. 2017-11-6]. Dostupné z: <https://blogs.ncl.ac.uk/katarzynapirog/skeletal-muscle-structure-and-function/>
5. *Patobiomechanika a patokinesiologie* [online]. Praha, 2017 [cit. 2017-11-8]. Dostupné z: http://biomech.ftvs.cuni.cz/pbpbk/kompendium/biomechanika/experiment_metody_emg.php
6. HENNEMAN, E., SOMJEM, G., CARPENTER, D.O. Functional Significance of Cell Size in Spinal Motoneurons [online]. *Journal of Neurophysiology*. Published 1 May 1965 Vol. 28 no. 3, 560-580. Dostupné z <http://jn.physiology.org/content/28/3/560.long>
7. WILSON, John R. a Sarah SHARPLES. *Evaluation of human work*. Fourth edition. Boca Raton, FL: CRC Press, 2015. ISBN 978-146-6559-615.
8. HORÁKOVÁ, Jana. *Analýza bikrosového startu pomocí elektromyografie*. Brno, 2010. Diplomová práce. Masarykova univerzita.
9. FINKELSTEIN, Gabriel. Mechanical neuroscience: Emil du Bois-Reymond's innovations in theory and practice. *Frontiers in Systems Neuroscience*. 2015, **9**, -. DOI: 10.3389/fnsys.2015.00133. ISSN 1662-5137.
10. BENZON, Honorio T., James P. RATHMELL, Christopher L. WU, Dennis C. TURK, Charles E. ARGOFF a Robert W. HURLEY. *Practical management of pain*. Fifth edition. Philadelphia, PA: Elsevier-Mosby, 2014. ISBN 978-0-323-08340-9.
11. MACINTOSH, Brian R., Phillip F. GARDINER a Alan J. MCCOMAS. *Skeletal muscle: form and function*. Champaign: Human Kinetics, c2006. ISBN 07-360-4517-1.
12. KOFRÁNKOVÁ, Vlasta. *Frekvenční analýza EMG dat u silových trojbojařů*. Praha, 2016. Diplomová práce. Univerzita Karlova v Praze.
13. DE LUCA, C. J. *A Practicum on the Use of Surface EMG Signals in Movement Sciences*©, vyd. Delsys Inc., 2008, 102 s., ISBN 978-0-9798644-0-7.
14. MEEKINS GD, SO Y, QUAN D, VAVRICEK J. American Association of Neuromuscular & Electrodiagnostic Medicine evidenced-based review: Use of surface electromyography in the diagnosis and study of neuromuscular disorders. *Muscle and Nerve*, 2008 Oct; 38(4):1219-1224. DOI: 10.1002/mus.21055

15. BARBERO, M., MERLETTI, R. a RAINOLDI A., *Atlas of muscle innervation zones: understanding surface electromyography and its applications*, vyd. New York: Springer, 2012, 142 s., ISBN 978-88-470-2463-2.
16. ZAHEER, Farah, Serge H ROY a Carlo J DE LUCA. Preferred sensor sites for surface EMG signal decomposition. *Physiological Measurement*. 2012, **33**(2), 195-206. DOI: 10.1088/0967-3334/33/2/195. ISSN 0967-3334.
17. GOODMAN, Brent P., C. Michel HARPER a Andrea J. BOON. Prolonged compound muscle action potential duration in critical illness myopathy. *Muscle and Nerve*. 2009, **40**(6), 1040-1042. DOI: 10.1002/mus.21445. ISSN 0148639x.
18. RODRIGUEZ-CARRENO, Ignacio, Luis GILA-USEROS a Armando MALANDA-TRIGUEROS. Motor Unit Action Potential Duration: Measurement and Significance. *Advances in Clinical Neurophysiology*. InTech, 2012. DOI: 10.5772/50265. ISBN 978-953-51-0806-1.
19. KAMEN, Gary a DAVID A. GABRIEL. *Essentials of electromyography*. Champaign, IL: Human Kinetics, 2010. ISBN 978-073-6085-502.
20. Single-Fiber EMG. *Medscape* [online]. 2015 [cit. 2017-11-29]. Dostupné z: <https://emedicine.medscape.com/article/1832855-overview>
21. Texas Instruments Inc. ADS1292 Analog Front-End for Biopotential Measurements [online]. 2011. Poslední aktualizace září 2012. [cit. 2017-12-11]. Dostupné z: <http://www.ti.com/lit/ds/symlink/ads1292r.pdf>
22. NOVOTNÝ, Bohumil. *Sériové komunikace*. Brno, 2011. Bakalářská práce. Vysoké učení technické v Brně.
23. MICHAEL BARR AND ANTHONY MASSA. *Programming Embedded Systems With C and GNU Development Tools*. 2nd ed. Sebastopol: O'Reilly Media, 2009. ISBN 978-059-6553-289.
24. KAŠÍK, Vladimír. *Technika elektronických přístrojů*. Ostrava: Vysoká škola báňská – Technická univerzita Ostrava, 2013. ISBN 978-802-4831-022.
25. SD Card Physical Layer Simplified Specification, version 6.00. *SD Card Association* [online]. [cit. 2017-12-13]. Dostupné z: <https://www.sdcard.org/>
26. FaME společně s partnery patentovala nové měřící zařízení, tzv. DataLogger. *Univerzita Tomáše Bati ve Zlíně* [online]. Zlín, 2017 [cit. 2018-03-23]. Dostupné z: <http://www.utb.cz/fame/o-fakulte/fame-spolecne-s-partnery-patentovala-nove-merici-zarizeni>
27. *K20 Sub-Family Reference Manual with Addendum* [online]. Freescale Semiconductor, 2015 [cit. 2018-03-24]. Dostupné z: <https://www.nxp.com/docs/en/reference-manual/K20P144M120SF3RM.pdf>
28. Texas Instruments Inc. ADS1x9xECG-FE Demonstration Kit [online]. 2011. Poslední aktualizace duben 2012. [cit. 2017-12-11]. Dostupné z: <http://www.ti.com/lit/ug/slau384a/slau384a.pdf>
29. *MQX™ Lite Real-Time Operating System User Guide* [online]. Freescale Semiconductor, 2014 [cit. 2018-03-28]. Dostupné z: <https://www.nxp.com/docs/en/user-guide/MQXLITEUG.pdf>

30. HERMENS, Hermie J, Bart FRERIKS, Catherine DISSELHORST-KLUG a Günter RAU. Development of recommendations for SEMG sensors and sensor placement procedures. *Journal of Electromyography and Kinesiology* [online]. 2000, **10**(5), 361-374 [cit. 2018-04-03]. DOI: 10.1016/S1050-6411(00)00027-4. ISSN 10506411. Dostupné z: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/11018445>
31. ALTIMARI, Leandro, DANTAS, José Luiz, BIGLIASSI, Marcelo, KANTHACK, Thiago, MORAES, Antonio, ABRAO, Taufik. (2012). *Influence of Different Strategies of Treatment Muscle Contraction and Relaxation Phases on EMG Signal Processing and Analysis During Cyclic Exercise*. DOI: 10.5772/50599.
32. K.JAGTAP, Sonal a M.D.Uplane M.D.UPLANE. A Real Time Approach: ECG Noise Reduction in Chebyshev Type II Digital Filter. *International Journal of Computer Applications* [online]. 2012, **49**(9), 52-53 [cit. 2018-04-05]. DOI: 10.5120/7659-0763. ISSN 09758887. Dostupné z: <http://research.ijcaonline.org/volume49/number9/pxc3880763.pdf>
33. RANI, Seema, Amanpreet KAUR a J S UBHI. Comparative study of FIR and IIR filters for the removal of Baseline noises from ECG signal. *International Journal of Computer Science and Information Technologies*. 2011, **2011**(Vol. 2 (3), 1105-1108. ISSN 0975-9646.
34. DE LUCA, Carlo J. The Use of Surface Electromyography in Biomechanics. *Journal of Applied Biomechanics* [online]. 1997, **13**(2), 135-163 [cit. 2018-04-05]. DOI: 10.1123/jab.13.2.135. ISSN 1065-8483. Dostupné z: <http://journals.humankinetics.com/doi/10.1123/jab.13.2.135>
35. Jak se vyhnout syndromu karpálního tunelu? Změřením svalové zátěže. In: *Universitas: magazín vysokých škol* [online]. 2017 [cit. 2018-04-04]. Dostupné z: <https://www.universitas.cz/aktuality/125-jak-se-vyhnout-syndromu-karpalniho-tunelu-zmerenim-svalove-zateze>

Seznam příloh

Příloha A

Osazovací plán části zařízení pro snímání EMG signálu obvodu ADS1292.

2 strany

Příloha B

Schéma zapojení vstupně-výstupních částí obvodů ADS1292, včetně analogových bloků pro připojení elektrod.

2 strany

Příloha C

Grafy provedených experimentálních měření na prototypu zařízení DataLogger.

6 stran

Příloha D

Vytvořené a upravené zdrojové soubory řídicího software zařízení DataLogger s implementovanou částí pro měření EMG signálu obvodu ADS1292 a jeho záznam na paměťovou kartu.

Příloha na CD

| Vytvořené zdrojové soubory | Komponenty, vygenerované v Processor Expert | Upravené zdrojové soubory |
|----------------------------|---|---------------------------|
| ads_fw.c | ADS_NDRDY1 | Events.c |
| ads_fw.h | ADS_NDRDY2 | Events.h |
| task_ads.c | ADS_NRST1 | meas_form.h |
| task_ads.h | ADS_NRST2 | task_card.c |
| | ADS_START1 | task_init.c |
| | ADS_START2 | task_ctrl.c |
| | SPI1 | task_ind.c |
| | ADS_TASK | |

Příloha A

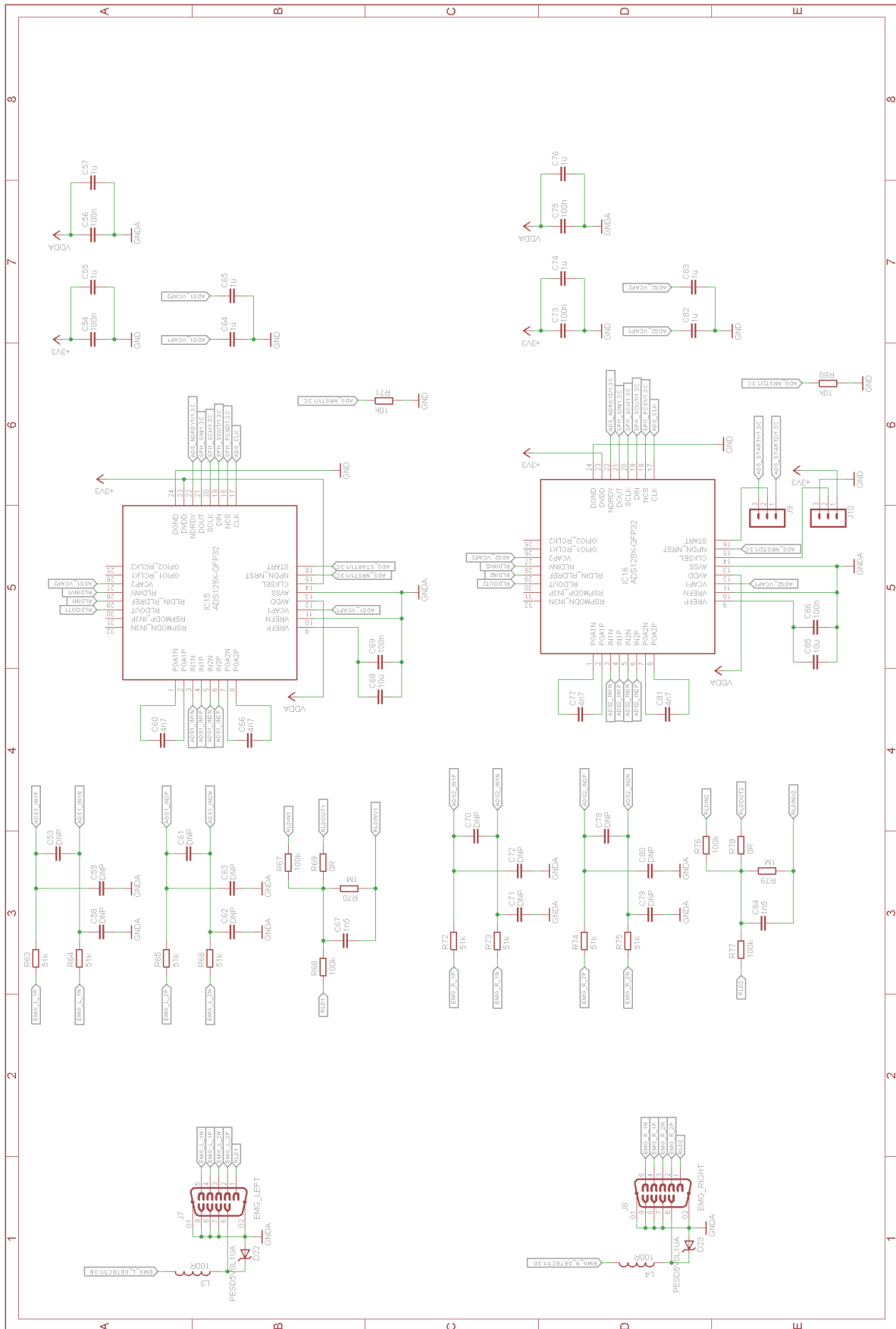
Osazovací plán části zařízení pro snímání EMG signálu obvodu ADS1292.

| No. | Part | Value | Package | Remark/Farnell |
|-----|------|-------------|------------|----------------|
| 57 | C53 | DNP | 0603 | |
| 58 | C54 | 100n | 0603 | 1759037 |
| 59 | C55 | 1u | 0603 | 2534013 |
| 60 | C56 | 100n | 0603 | 1759037 |
| 61 | C57 | 1u | 0603 | 2534013 |
| 62 | C58 | DNP | 0603 | |
| 63 | C59 | DNP | 0603 | |
| 64 | C60 | 4n7 | 0603 | 2320809 |
| 65 | C61 | DNP | 0603 | |
| 66 | C62 | DNP | 0603 | |
| 67 | C63 | DNP | 0603 | |
| 68 | C64 | 1u | 0603 | 2534013 |
| 69 | C65 | 1u | 0603 | 2534013 |
| 70 | C66 | 4n7 | 0603 | 2320809 |
| 71 | C67 | 1n5 | 0603 | 2320787 |
| 72 | C68 | 10u | 0805 | 2320851 |
| 73 | C69 | 100n | 0603 | 1759037 |
| 74 | C70 | DNP | 0603 | |
| 75 | C71 | DNP | 0603 | |
| 76 | C72 | DNP | 0603 | |
| 77 | C73 | 100n | 0603 | 1759037 |
| 78 | C74 | 1u | 0603 | 2534013 |
| 79 | C75 | 100n | 0603 | 1759037 |
| 80 | C76 | 1u | 0603 | 2534013 |
| 81 | C77 | 4n7 | 0603 | 2320809 |
| 82 | C78 | DNP | 0603 | |
| 83 | C79 | DNP | 0603 | |
| 84 | C80 | DNP | 0603 | |
| 85 | C81 | 4n7 | 0603 | 2320809 |
| 86 | C82 | 1u | 0603 | 2534013 |
| 87 | C83 | 1u | 0603 | 2534013 |
| 88 | C84 | 1n5 | 0603 | 2320787 |
| 89 | C85 | 10u | 0805 | 2320851 |
| 90 | C86 | 100n | 0603 | 1759037 |
| 118 | D22 | PESD5V0L1UA | 3 SOD323 | 2069359 |
| 119 | D23 | PESD5V0L1UA | 3 SOD323 | 2069359 |
| 136 | IC15 | ADS1292 | QFP32_5_05 | 2099882 |
| 137 | IC16 | ADS1292 | QFP32_5_05 | 2099882 |
| 145 | J7 | EMG_LEFT | SUBD9FA | 1653978 |
| 146 | J8 | EMG_RIGHT | SUBD9FA | 1653978 |
| 152 | L3 | 100R | 0805 | 1669751 |
| 153 | L4 | 100R | 0805 | 1669751 |
| 213 | R63 | 51k | 0603 | Standard 1% |
| 214 | R64 | 51k | 0603 | Standard 1% |
| 215 | R65 | 51k | 0603 | Standard 1% |
| 216 | R66 | 51k | 0603 | Standard 1% |
| 217 | R67 | 100k | 0603 | Standard 1% |

| | | | | |
|-----|-----|------|------|-------------|
| 218 | R68 | 100k | 0603 | Standard 1% |
| 219 | R69 | 0R | 0603 | 2309111 |
| 220 | R70 | 1M | 0603 | Standard 1% |
| 221 | R71 | 10k | 0603 | Standard 1% |
| 222 | R72 | 51k | 0603 | Standard 1% |
| 223 | R73 | 51k | 0603 | Standard 1% |
| 224 | R74 | 51k | 0603 | Standard 1% |
| 225 | R75 | 51k | 0603 | Standard 1% |
| 226 | R76 | 100k | 0603 | Standard 1% |
| 227 | R77 | 100k | 0603 | Standard 1% |
| 228 | R78 | 0R | 0603 | 2309111 |
| 229 | R79 | 1M | 0603 | Standard 1% |
| 230 | R80 | 10k | 0603 | Standard 1% |

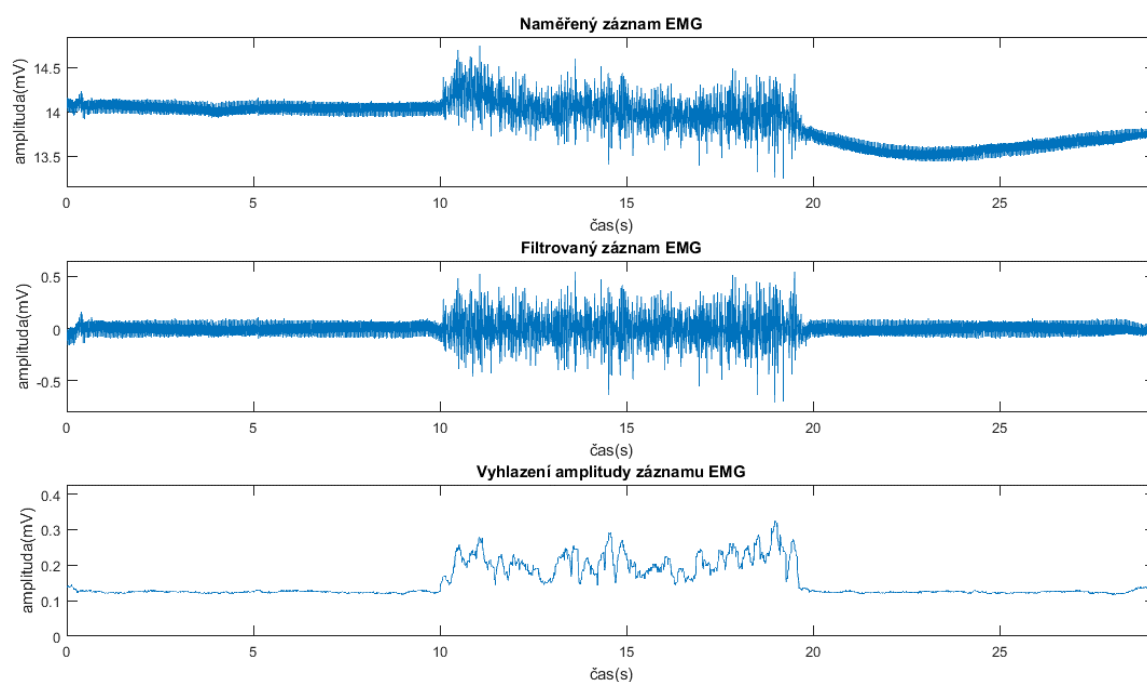
Příloha B

Schéma zapojení vstupně-výstupních částí obvodů ADS1292, včetně analogových bloků pro připojení elektrod. Schéma převzato z dokumentace původního projektu DataLogger (autorem doc. Ing. Michal Prauzek, Ph.D.) a upraveno v části výstupních bloků RLD signálu a připojení měřících svodů na analogové vstupy.

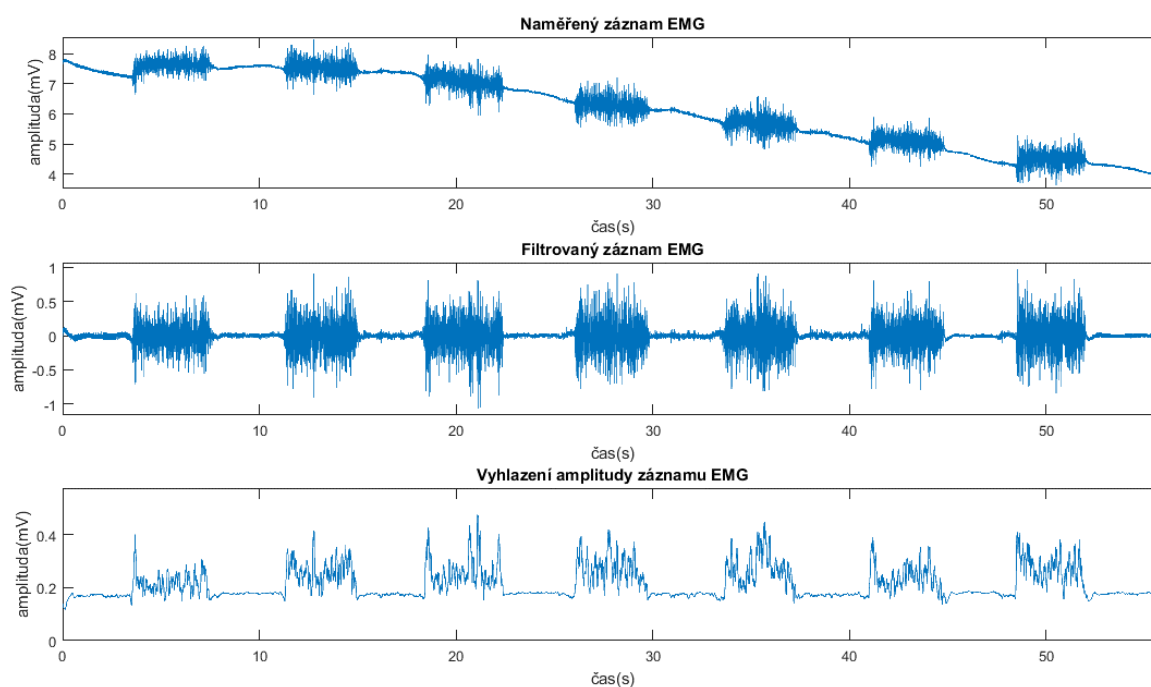


Příloha C

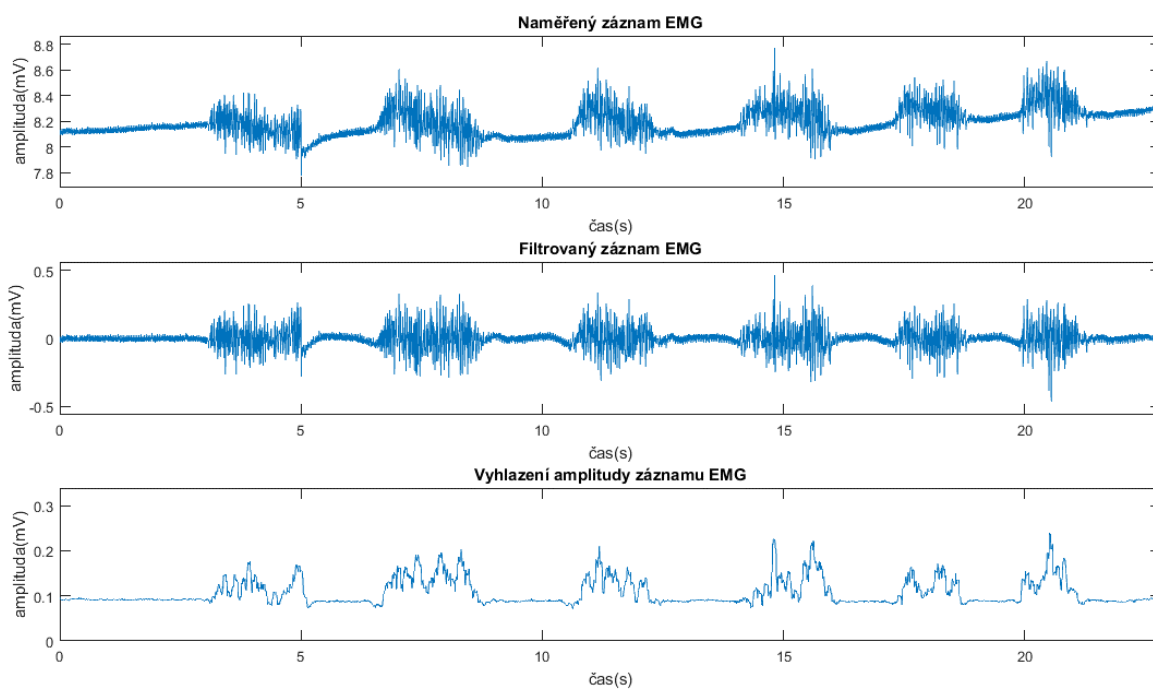
Záznamy experimentálních měření provedených na prototypu zařízení DataLogger, doplněném o funkci snímání a zápisu EMG signálu.



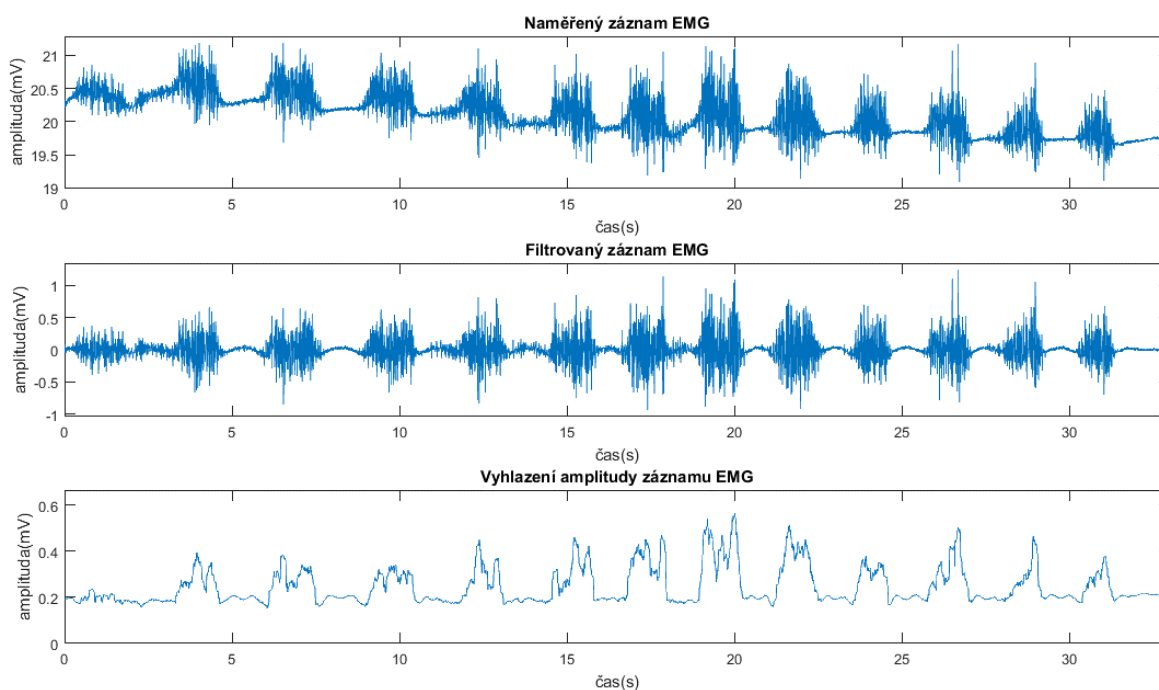
Záznam 1: Příklad jedné desetisekundové kontrakce. Shora dolů: Prvotní záznam po odstranění odlehlých dat, filtrovaný záznam horní propustí, vyhlazení amplitudy EMG signálu.



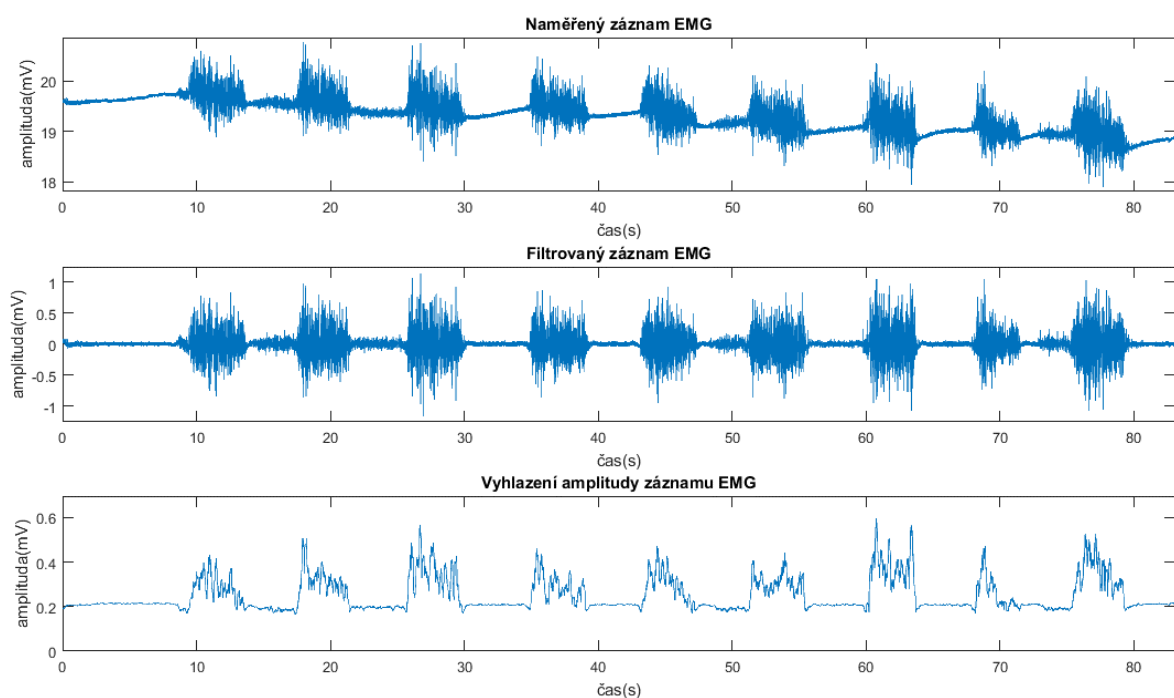
Záznam 2: Přibližně pětisekundová kontrakce – 5 sekund relaxační doba. Shora dolů: Prvotní záznam po odstranění odlehlých dat, filtrovaný záznam horní propustí, vyhlazení amplitudy EMG signálu.



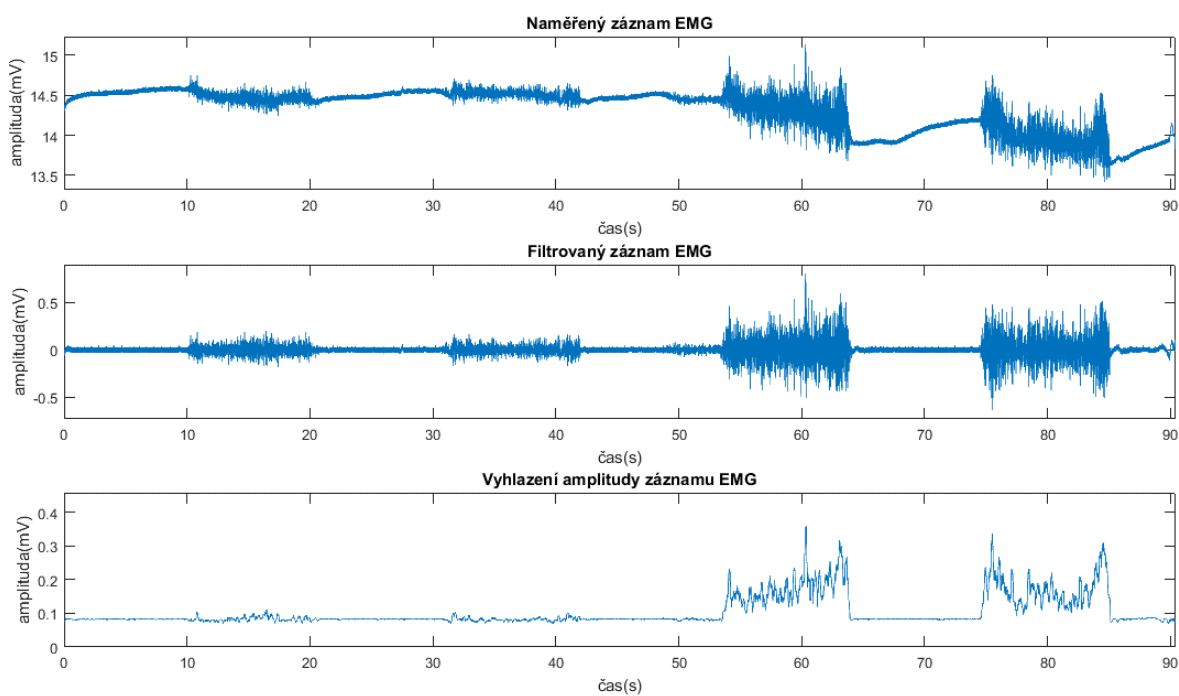
Záznam 3: Třísekundová kontrakce, střídaná se 3 sekundami klidové úrovně.



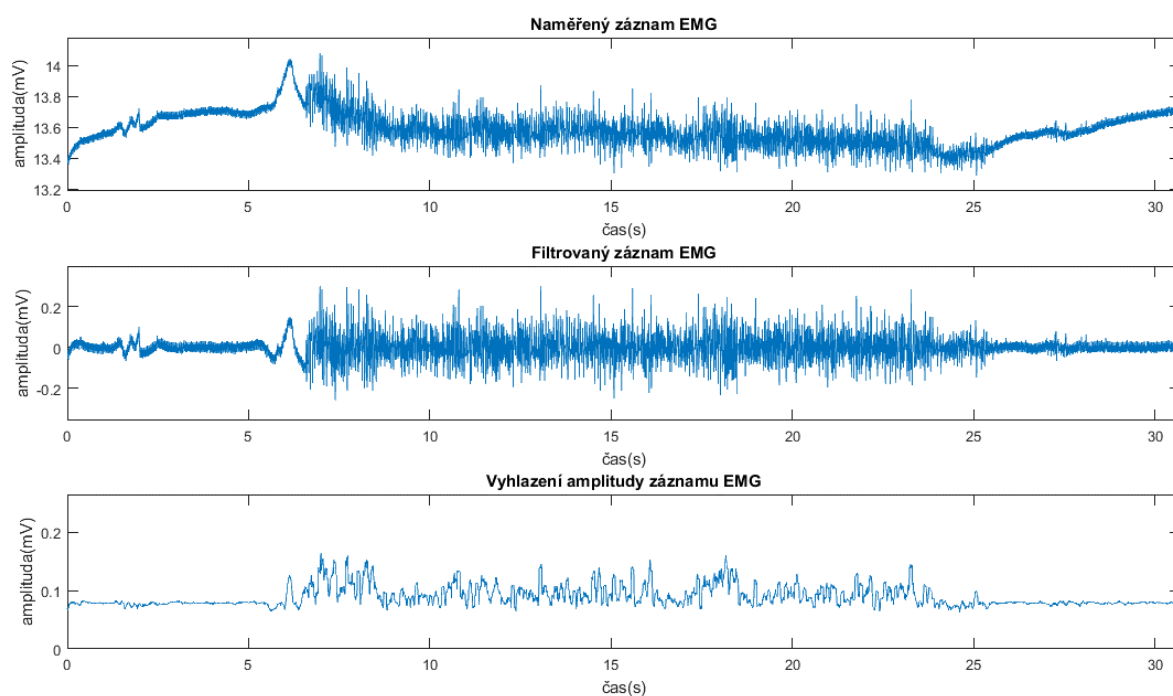
Záznam 4: Krátké cca. dvousekundové kontrakce vzniklé pravidelným stisknutím a uvolněním cvičicího kroužku.



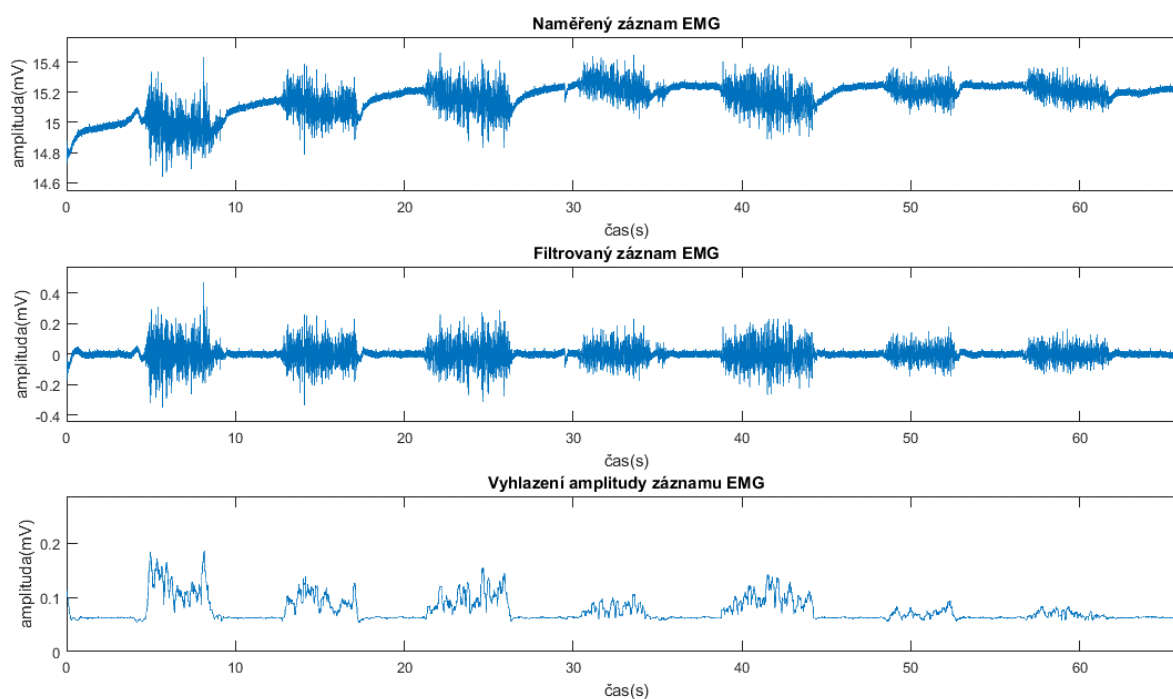
Záznam 5: Pravidelné pětisekundové kontrakce.



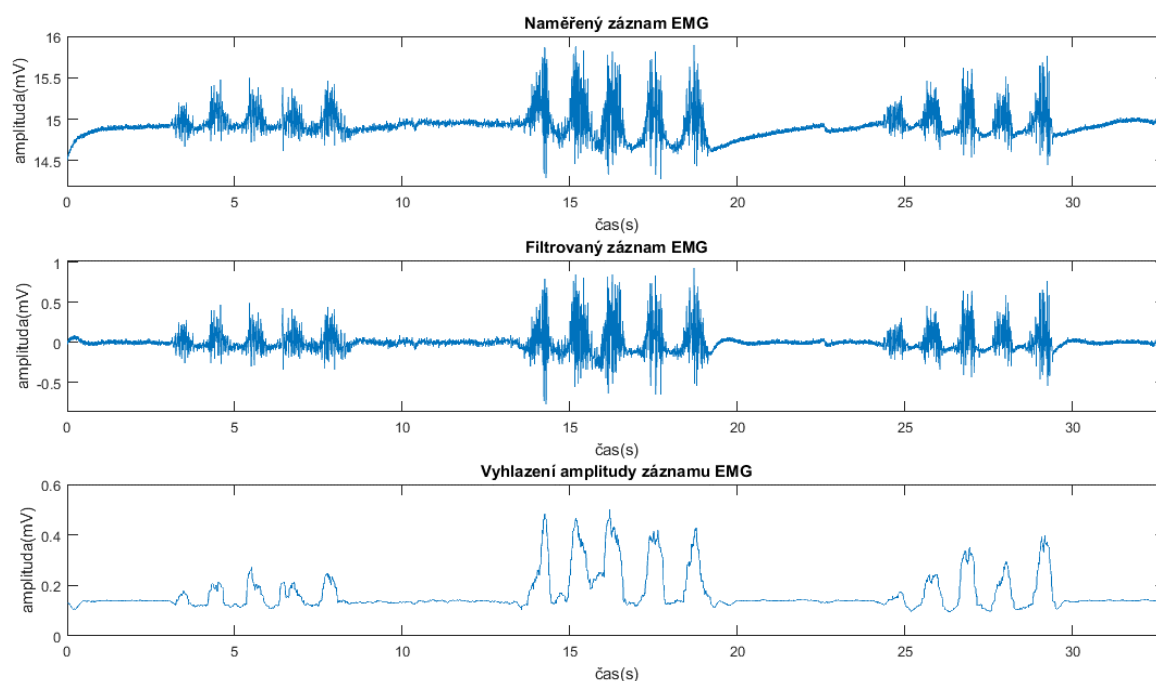
Záznam 6: Dva slabé stahy, následované dvěma kontrakcemi na plnou svalovou zátěž.



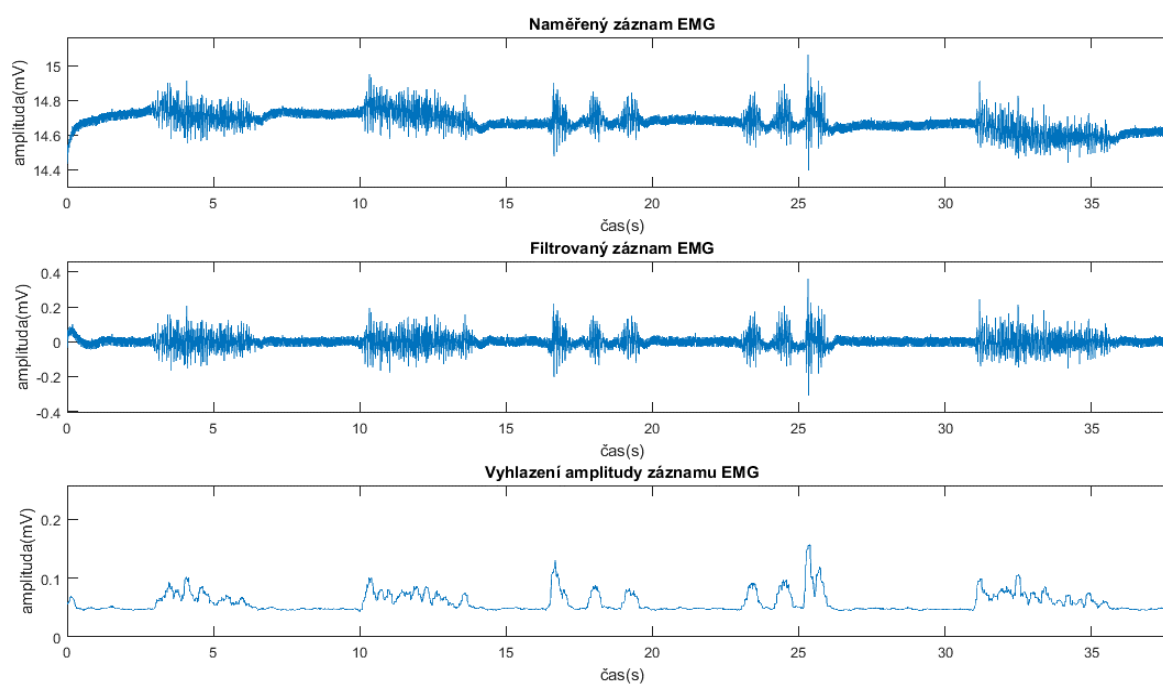
Záznam 7: Pokus o co nejdelší souvislý stisk cvičící pomůcky.



Záznam 8: Obvyklé cca. Pětisekundové stahy, provedené s různou intenzitou.



Záznam 9: Sada 5 rychlých stahů, následována 5 sekundami odpočinku, poté opakování sady.



Záznam 10: Různé kontrakce b. brachií, prováděné s různou intenzitou a frekvencí.